



## MÁSTER UNIVERSITARIO EN OPTOMETRÍA Y CIENCIAS DE LA VISIÓN

### TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

---

# VALORACION DE LOS CAMBIOS EN LA CALIDAD OPTICA OCULAR EN PACIENTES CON CATARATAS MEDIANTE LA TECNICA DOBLE PASO.

**CARMEN MARÍA LAGO LÓPEZ**

JOAN ANTONI MARTÍNEZ RODA  
JOAN CARLES ONDATEGUI PARRA  
DEPARTAMENTD'ÒPTICA I OPTOMETRIA

29 DE JUNIO DE 2012



# AGRADECIMIENTOS

Para poder presentar esta memoria he contado con la ayuda y el apoyo de numerosas personas que directa o indirectamente hicieron que fuese posible su realización y a las que quiero darle las gracias por cada aportación profesional o personal que recibí a lo largo de estos meses.

**Joan Carles:** por su atención, su disponibilidad, su apoyo y su esfuerzo porque este trabajo se llevase a cabo y sobretodo por enseñarme a realizarme en la parte más clínica de mi profesión.

**Joan Antoni:** por instruirme en la parte más analítica del estudio, su atención y todas las horas invertidas que tanto me ayudaron en la recta final del estudio.

**Lorena, Adriana y Juan:** los examinadores que a lo largo de estos meses me han acompañado en el Consorci Sanitari de Terrassa y me han ayudado a conseguir los resultados de este estudio; sin su ayuda esto no sería posible.

**Servicio de oftalmología del CST.**

**Mis amigos:** en la cercanía o en la distancia siempre están ahí para darme el apoyo u el empujón que muchas veces necesito; en especial a **Carlos**.

Como siempre en todo lo que hago a **mis padres y mi hermana** por su apoyo incondicional en todos y cada uno de los pasos en mi vida, sin ellos nada de esto sería posible

¡MUCHAS GRACIAS A TODOS!

Carmen María.





## **MÁSTER UNIVERSITARIO EN OPTOMETRÍA Y CIENCIAS DE LA VISIÓN**

### **VALORACION DE LOS CAMBIOS EN LA CALIDAD OPTICA OCULAR EN PACIENTES CON CATARATAS MEDIANTE LA TECNICA DOBLE PASO (OQAS).**

#### **RESUMEN**

La catarata es la primera causa de pérdida de visión reversible en el mundo induciendo una disminución de la función visual. En las consultas oftalmológicas se visitan pacientes con cataratas donde se valoran y clasifican mediante procesos subjetivos basados en la toma de agudeza visual (donde la participación del paciente es fundamental) y la gradación de la opacidad observando el cristalino mediante biomicroscopia (dependiente del criterio y experiencia del oftalmólogo).

En este estudio se realiza una valoración objetiva de las cataratas mediante un instrumento basado en la técnica doble paso: Optical Quality Analysis System (OQAS), que proporciona el parámetro OSI (índice de dispersión óptica), que mide la dispersión de la luz que refleja retina.

El estudio se ha desarrollado en el Consorci Sanitari de Terrassa, y todos los resultados se han comparado con las mediciones obtenidas por los oftalmólogos.

Se han analizado 85 con catarata; de los cuales 18 eran subcapsulares posteriores, 29 nucleares y 12 corticales y 26 nucleares mixtas.

Los resultados de este estudio, muestran que OSI es un potente parámetro objetivo con capacidad de clasificar y gradar cataratas y que el cambio de configuración del instrumento con pupila de 7mm sobreestima los resultados.



# INDICE

1.	INTRODUCCION .....	9
2.	ESTADO DEL ARTE.....	11
2.1.	Descripción y clasificación de la catarata.....	13
2.1.1.	Epidemiología y factores de riesgo.....	17
2.1.2.	Síntomas.....	22
2.2.	Evaluación de la Función Visual en pacientes con cataratas.....	22
2.2.1.	Agudeza Visual decimal/ Agudeza Visual Log MAR.....	23
2.2.2.	Sensibilidad al contraste.....	29
2.2.3.	Sistema de clasificación de cataratas.....	33
2.2.4.	Optical Quality Analysis System (OQAS).....	35
2.2.4.1.	OQAS values.....	38
2.2.4.2.	Strehl Ratio.....	40
2.2.4.3.	Objective Scatter Index (OSI).....	41
3.	OBJETIVOS.....	43
3.1.	Genéricos.....	43
3.2.	Específicos.....	43
4.	METODO Y MATERIAL.....	45
4.1.	Método.....	45
4.1.1.	Tipo de diseño.....	45
4.1.2.	Variables.....	45
4.1.3.	Población de estudio. Criterios de inclusión y exclusión.....	45
4.1.4.	Protocolo.....	46
4.1.5.	Análisis estadístico.....	47
4.2.	Material.....	48
4.2.1.	Evaluación de las estructuras oculares.....	48
4.2.1.1.	Optical Quality Analysis System (OQAS).....	48
4.2.1.2.	Biomicroscopio y técnica de clasificación de cataratas LOCS III.....	49
4.2.2.	Medidas psicofísicas.....	50
4.2.2.1.	Agudeza Visual Log MAR.....	50
4.2.2.2.	Panel CSV-1000E.....	51
5.	RESULTADOS.....	53
5.1.	Análisis descriptivo.....	53
5.2.	Análisis de resultados.....	55
6.	DISCUSIÓN.....	61
7.	CONCLUSIÓN.....	67
8.	ANEXOS.....	69
9.	BIBLIOGRAFÍA.....	71





# CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

El ser humano se diferencia de otros seres vivos por la gran capacidad que tiene de relacionarse con el medio. Para ello el sentido de la vista juega un papel fundamental proporcionando la mayoría de la información que gestiona la capacidad de percibir luz, colores y formas.

Las ciencias de la visión estudian los diferentes componentes que intervienen en el proceso visual<sup>1</sup>, ya que la visión proporciona la mayoría de la información necesaria para poder desarrollar y mantener la capacidad de comunicación e interacción con el entorno.

El proceso visual se divide en tres etapas: formación de la imagen en retina, fotorrecepción por parte de las células retinianas y el procesamiento neural que nos aporta la capacidad de poder interpretar y componer una escena.

El ojo es un sistema óptico imperfecto que ha sido estudiado desde hace siglos, pero en los últimos años es cuando se han producido los principales avances. Frente a la determinación y corrección del desenfoque (miopía/hipermetropía) y del astigmatismo se ha ido demostrando que hay más factores que intervienen en la calidad de la imagen retiniana: difracción, aberraciones oculares y difusión intraocular<sup>1</sup>. Su estudio puede conducir a una caracterización precisa de la imagen que se forma en la retina.

El efecto de la **difracción** es inherente a la naturaleza ondulatoria de la luz, por lo que es inevitable que se produzca en el proceso de formación de imagen en la retina, siendo su impacto inversamente proporcional al tamaño pupilar. Un sistema óptico se considera perfecto si sólo este factor limita su calidad.

Todo sistema real se encuentra afectado por **aberraciones** producidas por imperfecciones de las superficies ópticas, tanto en forma como en posicionamiento en distribución de índice de refracción. En el caso del ojo, las que producen mayor impacto en la calidad de imagen en la retina son las aberraciones de bajo orden, desenfoque y astigmatismo, aunque son fácilmente compensables por medio de anteojos o lentes de contacto, o corregibles por medio de técnicas quirúrgicas desarrolladas más recientemente (cirugía refractiva e implante de lentes intraoculares). Por otro lado, las aberraciones de alto orden (coma, trefoil, esférica...) son, en general, de una magnitud mucho menor<sup>2</sup>, por lo que la degradación óptica que introducen es menos acusada. El manejo matemático de las aberraciones de alto y bajo orden es mediante los polinomios de Zernike<sup>3</sup> que se muestran gráficamente en la figura 1.1, que descomponen y estratifican las aberraciones sufridas por el ojo en una secuencia sumatoria de ecuaciones.

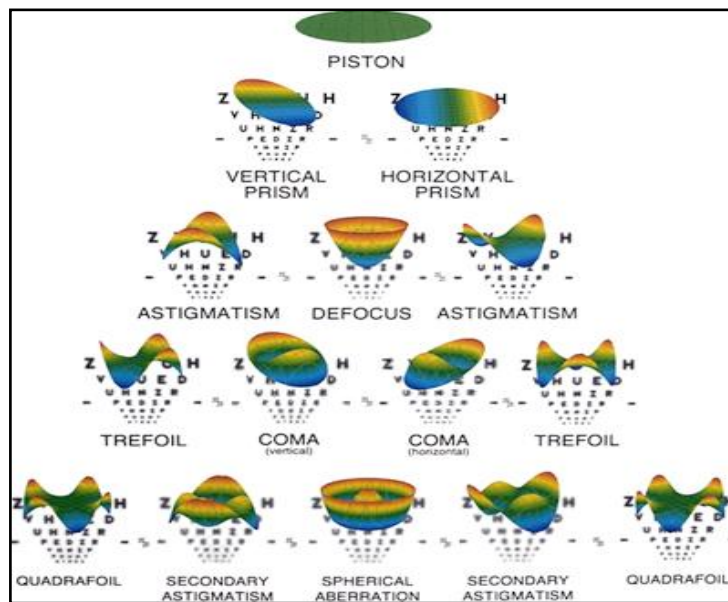


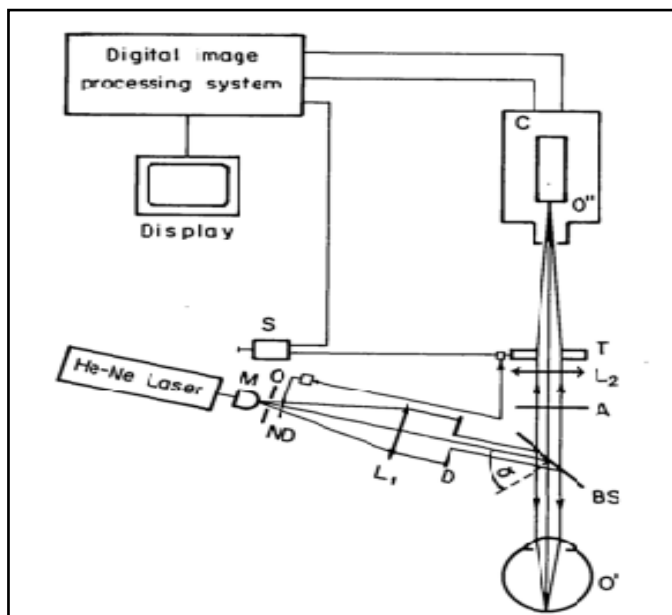
Figura 1.1: Polinomios de Zernike<sup>3</sup>.

El otro factor clave a tener en cuenta lo constituye la **difusión intraocular**. Ésta es generada por la interacción de la luz con moléculas o partículas que cambien localmente el índice de refracción de los medios intraoculares. Su efecto es el de alterar la dirección de la luz aleatoriamente, provocando un emborronamiento de la imagen retiniana. En ojos jóvenes y sin patologías, la contribución de este factor en la calidad óptica global del ojo no es importante, pero su importancia crece significativamente en el caso de ojos con catarata incipiente o desarrollada<sup>4</sup>. También es muy significativo en ciertos casos de cirugía, tanto refractiva como de cataratas.

## CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

Existen limitaciones importantes para medir el impacto de los factores que influyen en la calidad visual de la imagen que se forma en la retina ya que, por ejemplo, no es posible acceder al espacio imagen del sistema<sup>1</sup>. La solución más clásica consiste en recurrir a medidas psicofísicas, subjetivas, que requieren de la participación activa del sujeto. En la actualidad, gracias al avance tecnológico, es posible aplicar técnicas objetivas de medida basadas en la formación de la imagen de una fuente en la retina, y el análisis de la luz reflejada en ésta. Esta explosión de nuevas técnicas ha tenido como consecuencia que el estudio del ojo como elemento formador de imagen haya evolucionado muy velozmente.

En la figura 2.2 podemos observar el montaje de *doble paso* que realizó Santamaría<sup>5</sup>. Consiste en formar la imagen de una fuente puntual en la retina del sujeto, y capturar la imagen de la luz reflejada en ésta, tras su doble paso por los medios oculares. Este método se ha revelado como el único capaz de capturar toda la información óptica del ojo, ya que las imágenes resultantes son una medida directa de la imagen de un punto sobre la retina. El inconveniente principal es que no se puede aislar la contribución de cada factor en la degradación de la imagen retiniana.



- M: microscopio objetivo.
- O: agujero de alfiler.
- A: densidad filtro.
- BS: divisor de haz.
- A: analizador.
- T: temporizador.
- C: cámara de TV.
- $\alpha$ : ángulo de incidencia.

Figura 2.2: Montaje experimental de un sistema doble paso<sup>5</sup> para grabar la imagen de un punto en retina.

Dentro de este tipo de técnicas para evaluar la calidad de la imagen una de las más populares son las que se basan en medidas de la pendiente local del frente de onda en el plano de la pupila<sup>6</sup>, como los sensores tipo Hartmann-Shack o los aberrómetros basados en el trazado de rayos láser (Laser RayTracing), pero tienen como principal inconveniente que no tienen en cuenta la difusión de la luz en los medios oculares.

El fenómeno de la difusión intraocular (en inglés scattering) puede llegar a degradar severamente la imagen en la retina, reduciendo el contraste de ésta. La difusión aumenta considerablemente cuando los medios oculares pierden su transparencia y en el cristalino se debe a un cambio en la distribución espacial de las proteínas en las células fibrosas, pudiendo desembocar en una catarata. En los humores, la presencia de cuerpos flotantes también puede causar un efecto de difusión de la luz cuando ésta incide en ellos.

Las técnicas convencionales para medir el efecto global de la difusión actualmente no han alcanzado resultados totalmente satisfactorios<sup>7, 8</sup>, no existiendo ninguna técnica cuantitativa que caracterice dicho efecto y haya sido aceptada como referencia. La mayoría de los métodos desarrollados son subjetivos, presentando al sujeto diferentes tipos de optotipos y evaluando la respuesta que éste aporta.

El instrumento que se ha utilizado en este estudio se basa en la técnica doble paso para realizar la medición de la calidad de la imagen retiniana en el ámbito clínico, es el Optical Quality Analysis System (OQAS) (comercializado por Visiometrics S.L., Terrassa) que fue desarrollado en el Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC) con la colaboración del Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia (LOUM). El instrumento proporciona valores de calidad óptica y a diferencia de otros instrumentos basados en el sistema doble paso proporciona valores de difusión intraocular de manera objetiva.

OQAS permite determinar la calidad de imagen retiniana que realiza con diferentes niveles de contraste: OQAS values (100%, 20% y 9%) y Strehl Ratio (razón de Strehl), así como la difusión mediante el índice de dispersión ocular (OSI). Los diferentes estudios realizados hasta ahora han mostrado al OQAS como instrumento muy indicado para poder realizar la valoración objetiva de la catarata<sup>9, 10</sup>.

La importancia de esta técnica que permite la medición de la calidad de imagen retiniana de una forma objetiva ha producido que en los últimos años se realizasen varios estudios bajo distintas condiciones como: en presencia de cataratas o en pacientes operados de cirugía refractiva<sup>4</sup>. Su aplicación en el campo clínico y los parámetros de calidad empleados han sido estudiados por varios autores<sup>11, 12, 13, 14</sup> así como la determinación de su repetibilidad<sup>15</sup>. Para evaluar la calidad ocular de pacientes con queratitis<sup>16</sup>, pacientes que han sufrido cirugía refractiva<sup>17, 15</sup> y pacientes con implantes de lente intraocular<sup>17, 18, 19</sup>. Evaluar la presbicia después de una queratotomía fotorrefractiva<sup>20</sup> y para medir la calidad de la imagen al implantar lentes monofocales intraoculares en un ojo simulado en el laboratorio<sup>21</sup>.

Actualmente los métodos utilizados para valorar y clasificar la catarata en el ámbito clínico son subjetivos<sup>22</sup>; basados principalmente en la medición de la agudeza visual donde la participación del paciente es fundamental y la gradación de la catarata mediante la observación directa del cristalino con una lámpara de hendidura realizada por un oftalmólogo, donde la experiencia del mismo juega un papel muy importante.

La difusión intraocular puede afectar seriamente a la calidad de imagen retiniana, la subjetividad implícita en su valoración y la falta de un procedimiento objetivo estandarizado que mida la difusión intraocular que permita predecir los trastornos visuales que sufre el paciente (los cuales van más allá del valor de la agudeza visual).

## **2.1 Descripción y clasificación de la catarata.**

Con el paso de los años el cristalino sigue aumentando su número de capas, dando lugar no solo a variaciones en el espesor, diámetro y curvatura de sus superficies, sino que aparecen cambios en las propias estructuras del cristalino, que producen cambios en la coloración y pérdida de transparencia. Cuando estos cambios son lo suficientemente significativos limitan la función visual dando lugar a una reducción de la sensibilidad al contraste, agudeza visual y visión del color<sup>23</sup>.

La catarata es una alteración progresiva de la transparencia del cristalino, que cuando alcanza cierta magnitud y/o está localizada en el eje visual, dificulta la visión al interferir con el paso ordenado de los rayos luminosos que forman la imagen en la retina. Durante el envejecimiento de la persona también se produce un envejecimiento del cristalino que puede generar un endurecimiento en las estructuras del cristalino y una pérdida de transparencia que puede llegar hasta una opacificación del cristalino que da lugar a cataratas seniles.

Este proceso que limita la función visual también comporta un grave problema socio-sanitario<sup>24</sup>, ya que al empeorar el nivel de independencia de los ancianos y verse imposibilitados de ejecutar las actividades de la vida diaria, limita severamente su calidad de vida y la de sus seres más próximos ya que se pueden convertir en una considerable carga para los demás miembros de la familia.

### Cristalino

El cristalino, es la lente intraocular natural, con morfología de lente biconvexa, situada en el eje visual, por detrás del iris y suspendida por la zónula. Su transparencia se debe a la ausencia de nervios y aporte sanguíneo, su escasez de orgánulos. Se nutre a través del humor acuoso y del humor vítreo. Posee una consistencia blanda y elástica, que sufre un progresivo endurecimiento con la edad<sup>23</sup>.

El cristalino es un elemento clave de refracción ocular, que junto la córnea, permite focalizar imágenes de diferentes distancias del mundo visual que nos rodea en la retina. Esto se debe a las excepcionales características refractivas que posee el cristalino: forma biconvexa, transparencia y alto índice de refracción. En sujetos jóvenes permite enfocar objetos cercanos debido al mecanismo de acomodación que aparece como resultado de la contracción del músculo ciliar que permite al cristalino cambiar a una forma más curvada.

Desde una edad muy temprana hay dos rasgos cruciales que degradan el cristalino progresivamente: la pérdida de transparencia acompañada por una disminución de la amplitud y tasa de acomodación. Esta última es la base de la presbicia, la cual produce limitaciones visuales en visión próxima a partir de los 45 años, aproximadamente. Los cambios en el cristalino se producen debido a variaciones bioquímicas y celulares que forman parte de un proceso continuo de alteraciones funcionales y estructurales que son amplificados por factores de riesgo ambientales<sup>25</sup>. Estas modificaciones son las precursoras de la catarata induciendo un aumento zonal de la dispersión de la luz dentro de la sustancia del cristalino.

Macroscópicamente, el cristalino tiene forma biconvexa, el polo anterior es elipsoideo con un radio de 10.2mm y el polo posterior es más curvo con un radio de -6mm, pesa 65 grs. en el nacimiento y unos 250 grs. en la edad adulta. Está compuesto en un 65% por agua y un 35% de proteínas solubles y electrolitos. Posee un diámetro ecuatorial alrededor de 9mm, espesor de 4mm y un índice de refracción de 1.42, mayor que el resto de los medios oculares. Puede llegar a presentar una potencia refractiva de 15 a 20 dioptrías y su curvatura aumenta con la edad disminuyendo el índice de refracción por el aumento de proteínas insolubles.

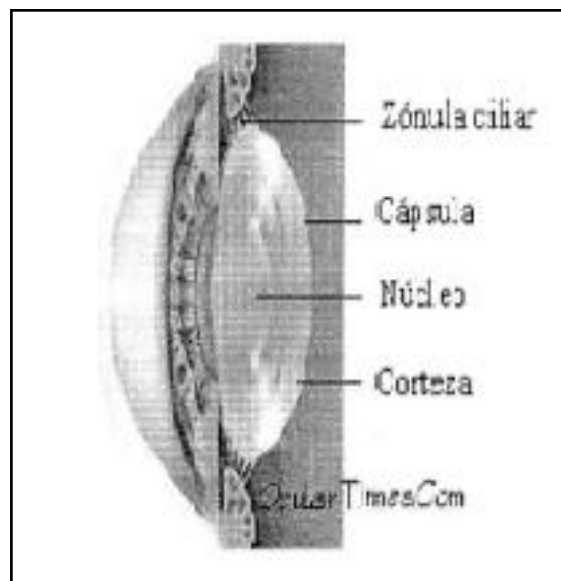


Figura 2.2: Estructura macroscópica del cristalino<sup>23</sup>.

Histológicamente pueden diferenciarse 4 estructuras en el cristalino adulto que podemos observar en la figura 2.2: cápsula, epitelio subcapsular, córtex y núcleo.

Cuando en el ojo penetra luz visible (400-750 nm. de longitud de onda) con el objetivo de estimular los fotorreceptores de la retina y que comience el fenómeno de la visión, la córnea es capaz de absorber la parte de menor longitud de onda (<295 nm.) y el cristalino entre 295-400 nm. (Luz ultravioleta). Realizando una función protectora para la retina.

Cuando la luz visible tiene limitaciones para llegar a la retina puede ser porque está sometida a dos fenómenos<sup>23</sup>: absorción y dispersión. En el primer caso, absorción, la luz pasa de un estado a otro de menor energía. En la dispersión cuando el cristalino presenta una alta concentración de proteínas, facilitando el orden estructural, y la dispersión es mínima. Pero cuando la concentración de proteínas es baja y cada centro de dispersión se mueve con libertad respecto a los otros se produce la máxima dispersión. Además la intensidad de la luz dispersada aumenta con la concentración y el peso molecular de la partícula. Estos fenómenos pueden producir turbidez y disminución de la transparencia.

El proceso de envejecimiento del cristalino que da lugar a la catarata senil. Está en relación con dos teorías basadas. Por un lado en la ruptura del equilibrio entre los factores oxidantes y antioxidantes, y por otro a las modificaciones postsintéticas<sup>23</sup>. Realmente, ambas teorías explican el fenómeno de la cataratogénesis, ya que cualquiera que sea la causa de la alteración proteica, el fenómeno final acaba siendo la oxidación. Si los mecanismos encargados de evitar la oxidación del núcleo no funcionan se forman disulfuros proteicos y otras alteraciones que dan lugar a la opacificación y pigmentación del mismo. El tipo de catarata que se produce, se debe a las células sobre las que actúe la oxidación, por eso casi todas tienen un componente mixto.

### Clasificación.

La catarata senil se contempla como un cambio fisiológico del envejecimiento. El 96%<sup>33</sup> de las personas mayores de 60 años presentan cierto grado de opacificación cristaliniana cuando son examinadas con lámpara de hendidura, un instrumento típicamente utilizado en oftalmología para medir esta afección.

La causa por la que se produce la catarata senil no es del todo conocida. Al parecer, con el paso del tiempo ciertos factores alteran la distribución de las proteínas dentro del cristalino, dando lugar a un incremento en la dispersión de la luz y la subsiguiente opacificación que produce problemas de visión. Esta opacificación suele progresar muy lentamente sin llegar a producir un deterioro visual significativo a corto plazo, aunque a veces obliga a recurrir a la cirugía de catarata en estadios tempranos.

Para este estudio se han seleccionado las cataratas seniles, es decir, las producidas por cambios fisiológicos en las estructuras oculares, que se han clasificado en función de su localización anatómica dentro del cristalino y según el grado de desarrollo. La primera división se hace entre catarata senil nuclear y catarata senil cortical, siendo la catarata subcapsular un subgrupo específico dentro de las cataratas corticales y las nucleares mixtas las que además de ser nucleares tienen un componente cortical. A su vez podemos clasificar las en cataratas incipientes, inmaduras, maduras, semimaduras e hiper maduras según lo avanzado que esté el proceso.

Como podemos observar en la figura 2.3 se clasifican según la zona donde se produce la opacificación; tres tipos

- *Subcapsular posterior*: aparece justo por delante de la capsula posterior y se asocia a una emigración retrograda de las células epiteliales del cristalino. Producen sobretodo molestias a la exposición de los rayos solares y al deslumbramiento por haces de luz procedentes de los coches que circulan en sentido contrario. Principalmente a la visión de cerca.
- *Nuclear*: es una exageración de los cambios degenerativos normales. El cristalino presenta una opacidad central (en el núcleo), bien caracterizada, amarillenta, verdosa, naranja, marrón o negra.
- *Cortical*: la opacidad afecta al córtex anterior, posterior o ecuatorial; en general permiten una buena agudeza visual hasta que la opacidad afecta al eje visual. Adopta una forma radial o una configuración en forma de escudo, y en ocasiones se halla opacificado todo el córtex.
- *Nuclear mixta*: es un subgrupo dentro de las cataratas nucleares, que nos hemos encontrado al realizar este estudio; son cataratas con un componente mayoritario nuclear acompañado de un componente cortical en menor proporción. Se presentan con una opacidad nuclear central con formas radiales como las corticales.

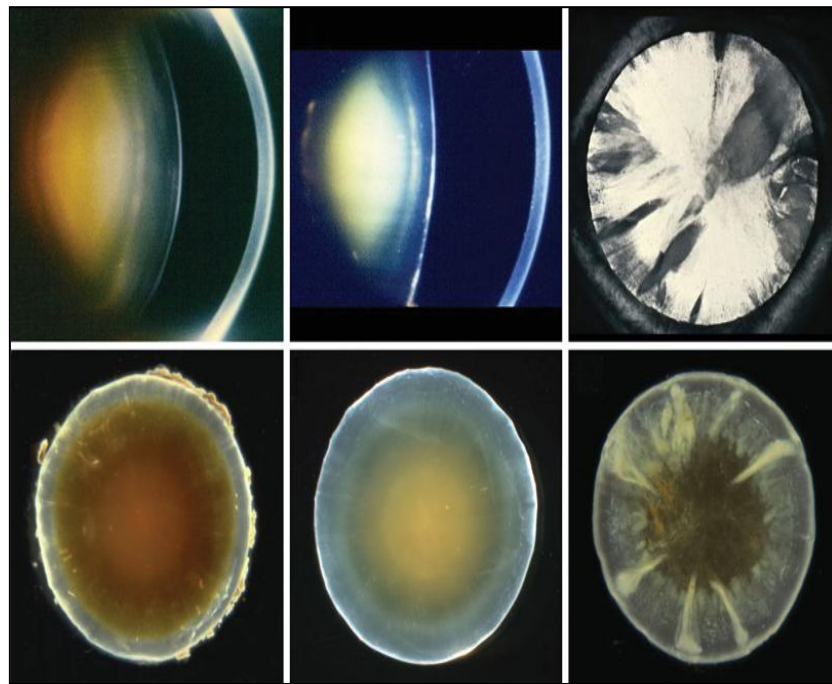


Figura 2.3: tipo de catarata según la zona donde se produce la opacificación. Las dos imágenes de la izquierda pertenecen a la catarata nuclear, las imágenes del centro a catarata subcapsular posterior y por último las de la derecha a la catarata cortical<sup>25</sup>.



Según el estadio de la catarata se puede identificar como:

- *Incipiente*: opacidades periféricas en cuña o coloración amarillo limón de todo el cristalino. Conserva buena agudeza visual o se logra con corrección óptica.
- *Intumesciente*: Se produce una retención hídrica, el cristalino aumenta de volumen y la cámara anterior se aplana, el ojo se miopiza, el paciente no requiere corrección para leer (mejora su presbicia). Este agrandamiento del cristalino puede desencadenar un glaucoma por bloqueo pupilar.
- *Semimadura*: Disminución de la visión de lejos. Encandilamiento fácil (catarata nuclear). Dificultad notoria para leer (catarata subcapsular posterior).
- *Madura*: Franca disminución visual, leucocoria. No se visualiza el fondo de ojo. Estudiar la proyección luminosa y eventualmente hacer ecografía ocular para deslindar patologías asociadas que reducen la agudeza visual.
- *Hipermadura o morganiana*: Se produce una lisis de la corteza y se observa que el núcleo se moviliza tendiendo a una localización inferior por efecto de la gravedad.

### 2.1.1 Epidemiología y factores de riesgo.

#### Epidemiología

La catarata presenta una alta prevalencia, que se estima en un 48% de todas las cegueras del mundo (OMS: Organización Mundial de la Salud). Es la mayor causa de ceguera en el mundo pero a diferencia de otras disfunciones visuales como DMAE esta se puede evitar por medio de cirugía ambulatoria. Su prevalencia es del 50% en la población entre 65-70 años y 70% en mayores de 70 años aunque se ha comprobado que más del 90% de ellas son en países en vías de desarrollo. Estas cifras dejan entrever fácilmente que la catarata supone un problema económico y de salud pública<sup>27, 28</sup>.

Las siguientes tablas muestran la epidemiología de la catarata realizada en diferentes estudios, en la tabla 2.1 vemos una clasificación epidemiológica tomando la edad y el sexo como referencia en la que se puede ver que es ligeramente mayor la prevalencia de catarata en mujeres hasta los 65 años y que de los 65 en adelante se invierte siendo mayor en hombres, además que la prevalencia de catarata aumenta con la edad<sup>29</sup>. En la tabla 2.2, se presentan los resultados de otro estudio donde muestra la distribución de cataratas en función de la edad y sexo. Muestra que es mucho mayor la prevalencia en mujeres que en hombres para todas las franjas de edad. También se puede ver que la prevalencia, en valor absoluto, de catarata cortical y mixta es mucho mayor que las demás cataratas y por último también es mayor para mayores de 75 años<sup>30</sup>.

Beaver Dam	Grupos de edad			
	43-54	55-64	65-74	75-86
Hombres	6,8	21,6	59,7	73,5
Mujeres	9,6	31,1	54,4	66,7
Total	8,3	26,5	56,7	70,5

Tabla 2.1: Prevalencia de cataratas (%) en uno o ambos ojos, estratificada por grupos de edad y sexo. Estudio Beaver Dam<sup>29</sup>.

Age group		No cataract		Cataract			
(years)			C	N	PSC	Mixed	Total
≤ 55	males	35	8	0	2	7	17 ( 32%)
	females	63	17	2	8	7	34 ( 35%)
56-65	males	30	22	5	4	23	54 ( 64%)
	females	56	44	5	6	35	90 ( 62%)
66-75	males	14	15	9	0	32	56 ( 80%)
	females	17	54	19	4	57	134 ( 89%)
> 75	males	0	12	5	1	20	38 (100%)
	females	2	23	9	0	39	71 ( 97%)
Total		217	195	54	25	220	494 ( 69%)

Tabla 2.2: Estudio de distribución de cataratas según edad, sexo y tipo de catarata. (C: catarata cortical; N: catarata nuclear; PSC: Catarata subcapsular posterior y Mixed: más de un tipo de catarata en el mismo cristalino)<sup>30</sup>.

En cuanto al tipo de catarata se realizó un estudio entre 1993 y 1995 en Salisbury, Maryland, y se determinó que la nuclear era más frecuente en blancos, la cortical en Americanos Africanos y la subcapsular posterior se daba igualmente en ambas razas<sup>31</sup>.

La prevalencia de catarata es más elevada en regiones geográficas con marcada exposición a los rayos ultravioleta del sol<sup>32</sup>. Igualmente influye en su formación la exposición a radiaciones y comportamientos individuales como el uso de tabaco o alcohol. Sin embargo, contrario a la creencia popular, no está descrito que el uso excesivo de la vista sea un factor favorecedor de catarata.

De las cifras mostradas por los diferentes autores podemos destacar dos aspectos. El primero es que los costes sanitarios en el diagnóstico y tratamiento de la catarata suponen un tremendo gasto que aumenta de forma exponencial y, el segundo es que la catarata induce un detrimento significativo la calidad de vida e independencia del individuo.

### Factores de riesgo

Aunque vamos a ver que la influencia es multifactorial, es importante determinar los factores de riesgo conocidos<sup>34</sup>. Estos varían según la tipología de la catarata senil<sup>23</sup>.

- *La diabetes mellitus*: se produce por dos mecanismos, uno osmótico y otro que convierte las proteínas en insolubles. Tres estudios relacionan la catarata senil con la diabetes: Beaver Dam Eye Study la relaciona con la catarata cortical y la subcapsular posterior; The Blue Mountains Eye Study, relaciona las corticales con las diabetes de larga duración y las subcapsulares con la de corta y por último el The Barbados Eye Study, relaciona las corticales y las subcapsulares con niveles aumentados de glucosa en sangre.
- *La hipertensión arterial*: se relaciona tanto con altos valores de presión diastólica como de sistólica.
- *Tabaco*: se produce por la disminución de antioxidantes endógenos como por acumulación de metales pesados (plomo, cadmio y cobre). Se relaciona con opacidades nucleares y subcapsulares. Además se ha comprobado en The Physicians Health Study que dejar de fumar disminuye el riesgo de desarrollar cataratas.
- *El alcohol y factores nutricionales*: la oxidación se considera cataratógena, y en el globo ocular se encuentran componentes con estas propiedades que de forma natural lo protegen. Existen multitud de agentes antioxidantes, independientemente de la dieta, que hacen muy difícil diferenciar la influencia o no de los mismos en la aparición o protección de la catarata, lo que conlleva a multitud de estudios que se contradicen. No obstante parece ser las dietas polivitamínicas producen un efecto protector en pacientes respecto a dietas pobres en vitaminas<sup>34</sup>.
- *La exposición a radiación ultravioleta (U.V.) y calor local*: se produce por disminución de antioxidantes locales y en el caso de la radiación UV. Afecta en su gran mayoría a la zona cortical anterior, nasal inferior porque es la zona que recibe mayor radiación.
- *La miopía*: parece estar relacionado a que la miopía conlleva asociadas otras patologías oculares. El mecanismo por el que se produce no está claro pero se especula que tenga relación con la peroxidación lipídica. Se suele asociar a la opacidad nuclear la cual suele producir aumento de la refracción, pero numerosos estudios presentan resultados variados, así como en The Visual Impairment Project donde la relaciona con todos los tipos de opacidad mientras que en una revisión realizada en 2006 solo la relaciona con la cortical. En The Beaver Dam Study y en The Barbados Eye Study la relacionan con la nuclear.

Mientras que en The Blue Mountains Eye Study establecen las altas miopías con relación a opacidades nucleares mientras que las medias y altas con la opacidad subcapsular.

- *El peso y el consumo de grasas:* relacionarlos de forma individual es muy difícil, pero en diversos estudios The Nurses' Health Study, The Physicians Health Study, Framingham Study y Beaver Dam Eye Study relacionan el índice de grasa corporal con la opacidad subcapsular posterior, aunque se desconoce la relación.
- *Los corticosteroides:* se relacionan desde los años 60<sup>23</sup> con las opacidades subcapsulares posteriores. Se debe a que tratan con corticoides enfermedades inmunológicas y antiinflamatorias. Dependen de la dosis, tiempo de tratamiento y vía de administración. Existen diversas teorías entorno a este tema pero si que parece existir una variabilidad individual y sinergismo con otros factores cataratogénicos.
- *La terapia hormonal sustitutiva:* parece ser más frecuente la catarata en mujeres debido al descenso de estrógenos durante la menopausia, conclusión a la que se llega porque parece existir un efecto protector, frente a la catarata en mujeres postmenopausicas tratadas con terapia hormonal sustitutiva. Aunque los resultados de los diferentes estudios son contradictorios (The Beaver Dam Eye Study, The Blue Mountains Eye Study, The Visual Impairment Project).
- *La herencia:* existe una gran heterogeneidad genética lo que dificulta encontrar genes relacionados con la catarogénesis<sup>23</sup>. The Beaver Dam Eye Study concluye diciendo que la herencia Mendeliana (autosómica recesiva) justifica hasta un 50% de los casos de la catarata relacionada con la edad. La más frecuente es la nuclear producida un 48% por la herencia, un 38% consecuencia directa de la edad y un 14% debida a factores ambientales.

Se han realizado numerosos estudios sobre factores de riesgo<sup>35, 36</sup> que contribuyen a la formación de cataratas. En la tabla 2.3 se presenta uno de ellos, donde establece que la diabetes y miopía son los agentes que más abundaban en la población estudiada con cataratas entre 50 y 79 años, con lo que considera que son los factores de riesgo que más influyen en la formación de catarata. En la tabla 2.4 se recoge un estudio completo en el que se clasifican los factores de riesgo según edad, sexo y tipo de catarata.

<i>Factor</i>	<i>PARP (%)</i>
Diabetes	11.9
Myopia	6.9
Glaucoma	6.1
Steroids	4.7
Severe diarrhoea	4.3
'Heavy smoking'	2.6
'Heavy drinking'	2.6
Work on military bases	2.5
Spironolactone	2.3
Nifedipine	2.0
Renal failure	1.8

Tabla 2.3: Relación catarata y factores de riesgo en %; pacientes de 50 a 79 años<sup>35</sup> que poseen cataratas; (PARP: porcentaje de riesgo atribuible a la población).

	Posterior subcapsular cataract only		Cortical only		Nuclear only		Mixed cataracts		Cataract surgery	
	OR*	95% CI*	OR	95% CI	OR	95% CI	OR	95% CI	OR	95% CI
<b>Personal characteristics</b>										
Age (per 1-year increase)	1.09	1.06, 1.12	1.12	1.08, 1.16	1.20	1.17, 1.24	1.22	1.19, 1.25	1.24	1.20, 1.28
Female sex	1.01	0.73, 1.41	1.67	1.06, 2.63	1.47	0.90, 2.38	1.39	0.95, 2.03	3.03	1.83, 5.00
High educational level	0.59	0.37, 0.93	0.59	0.37, 0.93	0.59	0.37, 0.93	0.59	0.37, 0.93	0.59	0.37, 0.93
Brown irises		—†	1.61	1.18, 2.20	1.61	1.18, 2.20	1.61	1.18, 2.20		—
<b>Medical history</b>										
<b>Smoking</b>										
Current smoker		—	—		1.91	0.98, 3.71	—		2.34	1.07, 5.15
Former smoker		—	—		1.36	0.82, 2.28	—		3.75	2.26, 6.21
<b>Known diabetes mellitus</b>										
Duration of <10 years	1.37	0.87, 2.16	1.37	0.87, 2.16	0.78	0.30, 2.04	1.37	0.87, 2.16	1.37	0.87, 2.16
Duration of ≥10 years	2.72	1.72, 4.28	2.72	1.72, 4.28	1.47	0.60, 3.62	2.72	1.72, 4.28	2.72	1.72, 4.28
<b>Use of oral corticosteroids</b>										
<5 years	0.53	0.24, 1.16	—		—		—		—	
≥5 years	3.25	1.39, 7.58	—		—		—		—	
Asthma or chronic bronchitis		—	—		—		—		2.04	1.04, 3.81
Cancer	1.92	1.17, 3.19	—		—		—		—	
Cardiovascular disease	—		1.96	1.22, 3.14	—		—		—	
Hypertension	—		—		—		—		0.57	0.38, 0.87
<b>Biochemical variables</b>										
Plasma retinol level (per 1-standard deviation increase)	—		—		0.75	0.66, 0.86	0.75	0.66, 0.86	0.75	0.66, 0.86
* POLA, Pathologies Oculaires Liées à l'Age; OR, odds ratio; CI, confidence interval.										
† These odds ratios were constrained to be equal to 1 (see "Materials and Methods").										

Tabla 2.4: estudio hecho en Francia<sup>36</sup> entre los años 1995-97; en pacientes con una edad comprendida entre 60-95 años, en el que realiza una estimación de la catarata mediante Odds ratio (disparidad).

### 2.1.2 Síntomas.

La visión con cataratas a menudo se compara con mirar un banco de niebla a través del parabrisas de un coche o a través de la lente de una cámara sucia. Las cataratas pueden causar una gran variedad de quejas y cambios visuales<sup>37</sup> incluyendo visión borrosa, dificultad con la mirada (a menudo con el sol brillante o los faros de automóvil mientras conducía de noche), percepción de la visión de colores atenuados, aumento de la miopía acompañada de frecuentes cambios en la prescripción de la lente, y visión doble ocasional en un ojo.

*Disminución de la agudeza visual:* es el síntoma más característico, se instaura de forma progresiva y lenta. Se puede apreciar mejor cuando se ilumina al paciente con un foco de luz o en ambientes muy iluminados. La agudeza visual mejora al atardecer o en días nublados, debido a la opacificación del cristalino. Esta función visual se puede valorar mediante el fotoestrés que utilizamos en este estudio.

*Deslumbramiento:* afecta más a la catarata subcapsular posterior, en menor medida a la cortical y por último a la nuclear, ya que se debe a la dispersión de los rayos en el cristalino heterogéneo.

*Miopización:* aumenta el poder dióptrico del cristalino, por aumento de la densidad óptica y grosor del mismo. Es por esta razón que los pacientes con presbicia pueden mejorar su visión de cerca y su graduación puede disminuir en caso de ser hipermétropes. Por ello algunos de los pacientes refieren que han ganado visión, ya que algunos pueden prescindir de las gafas.

*Diplopía monocular:* visión doble con un solo ojo que se pone de manifiesto al ocluir uno de los ojos. Se debe a que existen zonas en el cristalino con diferente poder dióptrico y produce que la imagen se proyecte sobre dos o más zonas de retina.

## 2.2 Evaluación de la Función Visual en pacientes con cataratas.

Las funciones visuales que pueden quedar más significativamente afectadas por la aparición de cataratas suelen ser la Agudeza Visual y la Sensibilidad al Contraste. Existen otras funciones visuales que se ven afectadas, como la visión del color, pero tienen menor significancia clínica<sup>38</sup>. Los parámetros de calidad óptica de la imagen retiniana que determina el instrumento OQAS son comparables a la información que se evalúa de estas medidas psicofísicas (Agudeza Visual y Sensibilidad al Contraste).

### 2.2.1 Agudeza Visual.

La Agudeza Visual (AV) es un atributo sensorial y se define como la capacidad de percibir forma y tamaño de los objetos. Su estudio constituye la manera más antigua de exploración psicofísica. En la Edad Media se utilizaba para estimar la visión de las personas y medir la posibilidad de ver determinada constelación basándose en el mínimo separable de los astros. También se medía por la capacidad de ver detalles del paisaje a determinada distancia. Snellen, en 1862<sup>37</sup> propuso un juicioso método que se generalizó rápidamente y llega hasta la actualidad, basado en la medida del ángulo de 1 minuto de arco sobre la retina, para letras mayúsculas con un carácter de 5 minutos de arco de tamaño, la cual se puede expresar en un quebrado cuya medida normal es 20/20 (para 20 pies de distancia) y 6/6 (6 m de distancia) o en notación decimal, 1 (la unidad de visión).

La AV explora la capacidad en el reconocimiento de la forma, que regularmente se realiza con la visión central. El estudio de la AV se lleva a cabo mediante la interpretación del paciente sobre distintos estímulos visuales que le son presentados a determinada distancia y diferentes tamaños, que debe reconocer correctamente.

El sistema visual humano es capaz de realizar diversas tareas que comprenden diferentes niveles de complejidad: percepción a la luz, discriminación, detección de la forma y reconocimiento, resolución o capacidad de ver el detalle y localización. La agudeza visual espacial se define como el detalle espacial más pequeño que puede llegar a ser detectado, discriminado o identificado. Consecuentemente estos parámetros determinan los cuatro tipos principales de agudeza visual espacial<sup>37</sup>:

- I. *Agudeza de detección*: mínimo visible o mínimo detectable. Es el diámetro aparente del punto más pequeño reconocido sobre un fondo uniformemente iluminado. El umbral mínimo es de 0.5 a 1" (línea negra sobre un fondo blanco)
- II. *Agudeza de localización*: mínimo discriminable o hiperagudeza (Agudeza de Vernier). Es la habilidad para detectar mínimas diferencias de alineamiento de una recta. El umbral mínimo es de 2 a 10" (mejor umbral cuando las líneas son verticales)
- III. *Agudeza de resolución*: mínimo separable. Es la separación angular mínima entre dos objetos. Para que dos puntos se vean separados se han de impresionar dos conos separados por otro no impresionado. El mínimo separable (mínimo ángulo de resolución o MAR) es el diámetro de un cono foveal. Umbral mínimo de 30-60" (separación entre dos líneas negras sobre un fondo blanco); MAR (Mínimo Ángulo de Resolución en minutos de arco:  $MAR = 1/AV$ ).

- IV. *Agudeza de identificación*: mínimo reconocible; es la medida de los detalles de una letra (o número) más pequeña u otros símbolos más complejos que puedan ser reconocidos. Es una forma de agudeza de resolución. La más utilizada en el ámbito clínico, ya que la agudeza visual de resolución es relativamente insensible al desenfoque óptico.

En la práctica clínica el sistema más usado para la medida de la agudeza visual se basa en el mínimo reconocible. Si un ojo ve una letra grande, cuyo detalle proyectado en retina es mayor que el tamaño de los receptores, se reconocerá la forma de la letra, independiente al desenfoque. A medida que disminuye el tamaño de la letra se utiliza cada vez más la habilidad de resolver el detalle, hasta que se llega al punto donde la imagen es tan pequeña que no se puede identificar.

A nivel clínico, los optotipos mas favorables son aquellos que utilicen estímulos que sean familiares para los pacientes, por lo tanto, se excluyen aquellos que se componen de puntos o barras. Actualmente los test clínicos usan letras de forma estándar mediante un criterio en el que deben de tener una legibilidad muy parecida y que mantengan una estructura espacialmente coherente entre letras y filas de letras<sup>8</sup>.

#### *Agudeza visual (en optotipos compuestos por letras).*

Existe una gran variedad de optotipos, pero no todos miden las mismas características del sistema visual. Aunque la resolución es un componente muy importante de la agudeza de identificación, el reconocimiento de estímulos más complejos como las letras, involucran otros procesos espaciales<sup>8</sup>, además de la sensibilidad al error refractivo. Ambos motivos justifican la consideración de la agudeza de identificación como un subtipo diferenciable de la agudeza de resolución. Este tipo de optotipos de letras son usados en la práctica clínica en pacientes que saben leer debido a que:

- las letras son estímulos de fácil identificación que permiten un examen rápido y fiable.
- Es sensible al error refractivo y anomalías que involucran la transparencia de medios y retinopatías, las cuales son muy comunes en el ámbito clínico.
- La identificación de la letra está menos influida por la adivinación.

Un factor muy importante a la hora de elegir los símbolos que compondrán el optotipo es tener en cuenta la legibilidad del estímulo. Considerando que la letra sea de una proporción de cinco unidades verticales por cuatro horizontales. La legibilidad depende del diseño de la plantilla dentro del patrón de la red, es decir, la letra T, U o L son más fáciles de identificar que la G o la B, ya que son más fáciles de confundir entre ellas<sup>7</sup>. La elección de las letras ha sido sujeto de debate, debería considerarse que las letras que se utilicen deberían tener características similares de legibilidad, de esta forma el paciente debería leer todas o ninguna de las letras que pertenezcan a una misma línea. Pero al mismo tiempo hay que considerar que lo que se pretende es que el optotipo se



asemeje lo máximo posible a la realidad y por esta razón debe aparecer en cada línea letras de diferente dificultad.

Hay una regla que se debe cumplir y es que la dimensión del trazo debe ser una quinta parte del tamaño de la letra<sup>37</sup> y el tamaño del detalle es el que debe determinar la manera de expresar la cuantificación de la agudeza visual. Es decir, que la agudeza visual depende del tamaño del detalle y la distancia a la que se sitúe el optotipo, midiéndose por el ángulo sostenido por el detalle.

Existen varias formas de expresar la agudeza visual<sup>39</sup>, dos de ellas a partir del mínimo ángulo de resolución: notación logarítmica (log MAR) o decimal que es la que se obtiene de la inversa del MAR. La otra forma, también muy común, es la fracción de Snellen (decimal): cociente de la distancia a la que se realiza la prueba dividido por la distancia a la que la letra más pequeña que pueda leer subtienda un ángulo de 5 minutos de arco. En la tabla 2.5 se puede observar una tabla de conversión que relaciona este tipo de sistemas de medición de la agudeza visual.

MAR (min/arc)	LogMAR	VAR	Snellen (d=6 m)
10,0	1,0	50	6/60
8,0	0,9	55	6/48
6,3	0,8	60	6/38
5,0	0,7	65	6/30
4,0	0,6	70	6/24
3,2	0,5	75	6/19
2,5	0,4	80	6/15
2,0	0,3	85	6/12
1,58	0,2	90	6/9,5
1,25	0,1	95	6/7,5
1,0	0,0	100	6/6
0,8	-0,1	105	6/4,8
0,63	-0,2	110	6/3,8
0,5	-0,3	115	6/3

Tabla 2.5: tabla de conversión de log MAR, VAR y Snellen<sup>37</sup>.

La AV mide el menor tamaño de un objeto que puede ser percibido a una determinada distancia, que equivale a que se estimule un cono foveal sí y otro no (adyacentes). Tener la capacidad de distinguir dos puntos en el espacio que caigan en dos puntos diferentes de la retina. Allí forman un ángulo de 1 minuto de arco para la visión de la unidad, a la distancia de 20 pies (6 metros). El ángulo varía con la distancia del observador al objeto y el tamaño de sus trazos como se muestra en la figura 2.4. Para mantener la misma AV, a menor distancia, se debe reducir el tamaño de la letra para que siempre mantenga igual ángulo sobre retina. Si con el mismo tamaño la letra es vista a mayor distancia, esta subtende menor ángulo sobre retina con lo que se alcanza mejor AV.

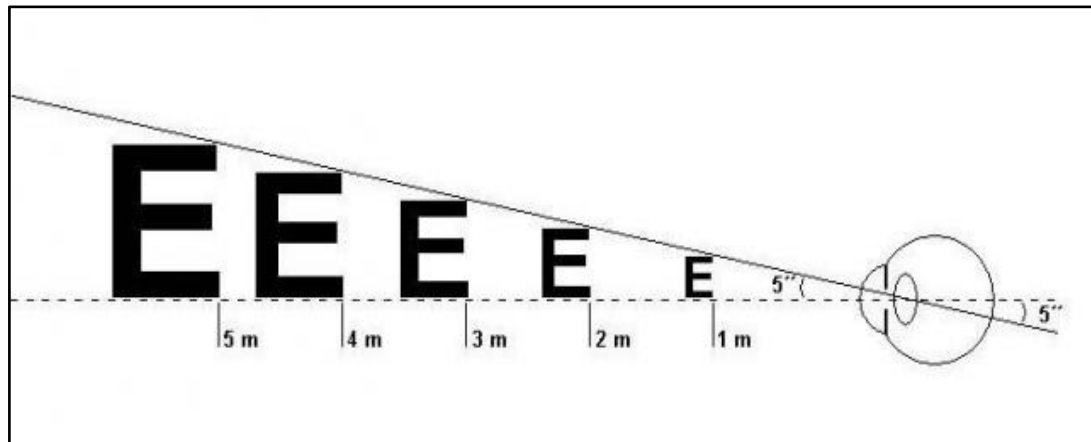


Figura 2.4: simulación de cómo debería cambiar el tamaño de una letra de un optotipo según a la distancia que estemos del mismo para que siempre subtienda al mismo ángulo sobre retina<sup>40</sup>.

Si el objeto se sitúa a 6 metros (m) para la unidad de visión, cada uno de los trazos que lo diferencian debe ser de 1,45 mm, es decir, 1 minuto de arco sobre retina como se puede observar en la figura 2.5. En total, la letra tiene de tamaño casi de 7,25 mm, pues la componen 5 trazos de 1,45 mm cada uno: las 3 patas de la letra E en negro y los 2 rasgos blancos intermedios. Esa letra será la más pequeña vista por un individuo situado a 6 m si tiene visión de la unidad, que es lo que se considera normal, aunque existen individuos con mejor visión.

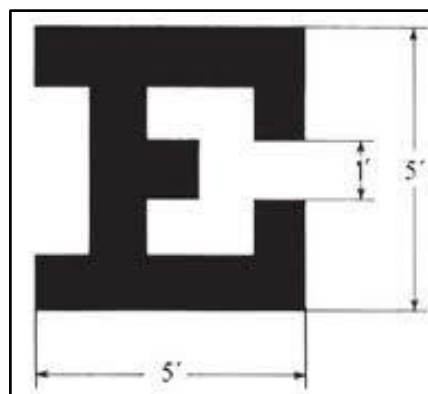


Figura 2.5: letra de optotipo y sus rasgos en minutos de arco<sup>37</sup>.

### Agudeza Visual Decimal

La fracción de Snellen es la forma más típica de expresar la agudeza visual decimal en el ámbito clínico<sup>37</sup>. Se expresa en forma de fracción; el numerador corresponde a la distancia a la que se encuentra el optotipo del paciente (distancia de referencia) y el denominador corresponde a la distancia a la que el observador conseguiría ver la unidad; este valor aparece marcado en cada fila de letras del optotipo. La fracción de Snellen se puede definir utilizando pies como unidades de

distancia. La distancia de referencia será de 20 pies (equivale a unos 6 metros). Efectuando la división de la fracción de Snellen se obtiene la agudeza visual decimal. Por ejemplo, una fracción de agudeza visual de fracción de Snellen 20/200 = 6/60; significa que el optotipo está a una distancia del sujeto de 6 metros y solo ve los optotipos del tamaño correspondiente a 60 metros. Efectuando la división de agudeza visual decimal sería 0.1.

### Agudeza Visual Log MAR.

En los últimos tiempos para el estudio de la AV se utiliza la cartilla descrita por Ian Bailey y Jan Lovie-Kitchin (Australia, 1967), más conocida como optotipo de Bailey-Lovie que se puede observar en la figura 2.6. Este optotipo es mucho más exacto para medir la Agudeza Visual ya que lo expresa en logaritmo del mínimo ángulo de resolución<sup>37</sup> (Log MAR), donde el valor normal es 0 (Log base 10 (1) = 0). Esta forma de expresión es atípica al resto de sistemas, ya que un optotipo en la escala Snellen, de tamaño 20/20 o de 1, por el sistema decimal, que subtende 5 minutos de arco sobre retina, equivale a 1 Log MAR de 0.

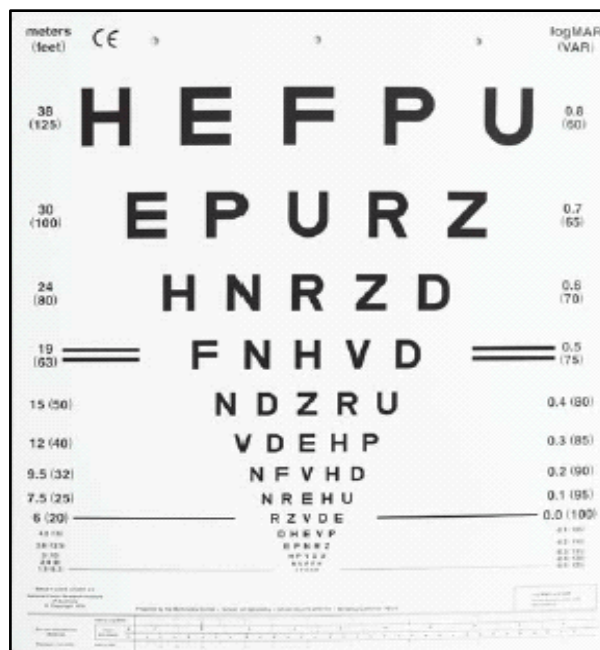


Figura 2.6: cartilla de Log MAR, se puede ver a la derecha del optotipo anotaciones MAR y VAR<sup>37</sup>.

El rango de progresión se extiende desde el valor de Log MAR 1 hasta el 0, y continua con valores negativos (-0.1,-0.2...) en los casos que la agudeza visual supera el 20/20. La forma en que se puntúa los aspectos de la agudeza visual, es una característica propia, ya que mantiene una proporción constante entre el tamaño de cada renglón de letras y entre la separación de un renglón a otro. El tamaño de cada renglón varía de forma constante (incrementa o decrece) 0.1 unidades logarítmicas (aproximadamente un 26%). En cada línea presenta 5 caracteres y se puede

dar un valor a cada estímulo (letra, número,...) de 0.02 unidades, este sistema permite una puntuación continua mucho más sensible a los cambios<sup>7</sup> que en el optotipo de Snellen, donde los saltos van de línea en línea, pero con cambios no diferentes para línea. Este es uno de los motivos que esta cartilla se utiliza más en investigación.

La medición de la agudeza visual está influenciada por el desenfoque óptico, la luminancia reducida del optotipo y el contraste reducido<sup>8</sup>.

### Influencia de la iluminancia retiniana en la agudeza visual.

A niveles altos de iluminancia la visión se produce mayoritariamente por conos mientras que a niveles bajos es producida por bastones. Con niveles de luminancia justo por encima del umbral de los conos, a medida que la iluminancia retiniana aumenta, la agudeza visual primero aumenta rápidamente y después más gradual. En clínica la agudeza visual se mide con una luminancia aproximada a 100cd/m<sup>2</sup>; lo cual tiene poco efecto sobre ella. De esta forma se minimizan las variaciones pupilares, fluctuaciones pequeñas de iluminancia de la sala o la cantidad de luz que llega a retina debido a dispersión ocular y absorción, no induciendo cambios significativos en el resultado. Si se mide con niveles de luminancia bajos, la agudeza visual medida por los bastones también mejora a medida que aumenta la luminancia.

### Influencia del contraste en la agudeza visual.

Cuando se realizan pruebas clínicas donde el sujeto enfoca con la fovea correctamente la disminución de contraste produce una disminución de agudeza visual, la cual es buena a contrastes altos y está fuertemente afectada solo cuando el contraste se reduce a partir del 20%. Si continua descendiendo el contraste el MAR aumenta progresivamente<sup>8</sup> (figura 2.7).

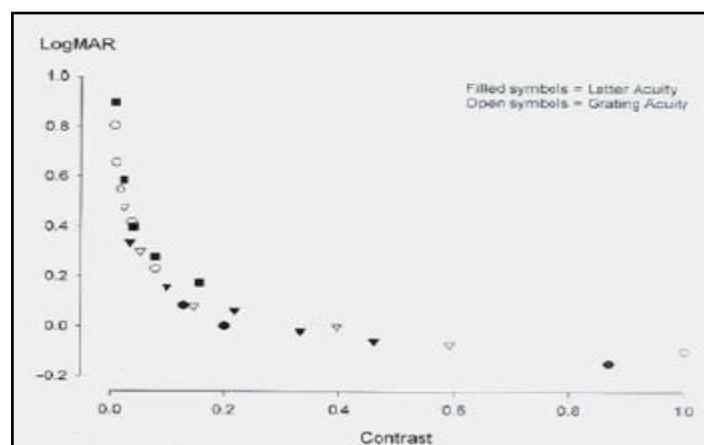


Figura 2.7: Efecto del contraste sobre la agudeza visual<sup>8</sup>.

Numerosos investigadores y clínicos apoyan el uso de optotipos de agudeza de alto y bajo contraste<sup>8</sup> y lo justifican basándose en que muchas condiciones oculares o neurológicas pueden degradar selectivamente los mecanismos visuales responsables de la detección de objetos grandes, aun cuando la agudeza visual de alto contraste para estímulos pequeños sea relativamente normal, defectos que no serían detectados con alto contraste pero sí con letras grandes de bajo contraste; en la figura 2.8 podemos ver una representación gráfica.

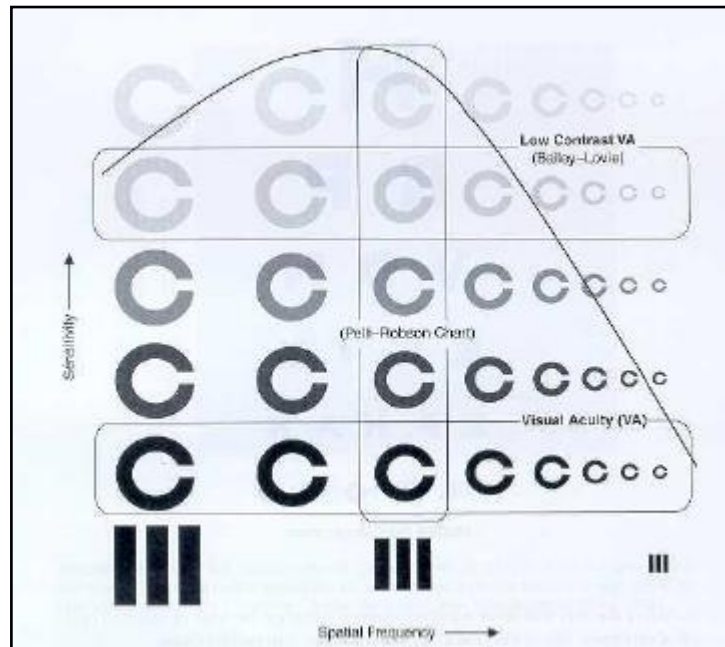


Figura 2.8: relación entre un test de agudeza visual de bajo contraste, letras de contraste variable, de alto contraste y la función de sensibilidad al contraste<sup>8</sup>.

## 2.2.2 Sensibilidad al contraste.

El estudio de sensibilidad al contraste de luminosidad es un método psicofísico introducido en la clínica oftalmológica/optométrica que estudia el mínimo de contraste que deben tener los objetos con respecto al fondo para ser percibidos. Se expresa en valores que corresponden al recíproco del umbral al cual puede ser detectada la presencia de un estímulo visual. Por ejemplo, en forma de franjas sinusoidales (barras de oscuridad y luz) que se mezclan alternativamente.

La diferencia de las pruebas de sensibilidad al contraste con la cartilla de agudeza visual, es que esta última determina el menor tamaño de objeto que puede ser visto y usa el mayor contraste entre el optotipo y su fondo, mientras que en el estudio de sensibilidad al contraste varía el contraste del mismo hasta determinar su umbral. Esto se puede realizar con diferentes tamaños de

estímulos como se hace también para el estudio de la agudeza visual donde el tamaño del objeto y el contraste guardan una relación que se expresa en la curva de sensibilidad a diferentes frecuencias espaciales.

En los últimos años la medida de la sensibilidad al contraste ha ganado lugar entre las pruebas de función visual y actualmente ha pasado a formar parte de los métodos psicofísicos que se usan a diario en la práctica clínica<sup>41</sup>. Su medición se llevaba a cabo inicialmente mediante pruebas realizadas con sofisticados equipos de rayos catódicos, que consumen gran tiempo. Actualmente su uso se ha simplificado de tal forma que estas mediciones se pueden realizar en muy pocos minutos con alta confiabilidad, sobre todo si solamente se miden las frecuencias espaciales más importantes que componen la curva de sensibilidad al contraste o su pico.

El contraste es una propiedad de la visión que se procesa en paralelo por la retina y vía visual, donde parte de los fotorreceptores, a través de diferentes canales que se forman entre las células retinianas (células bipolares, horizontales, ganglionares y amacrinas), los cuales son diferentes a los que procesan la agudeza visual y la visión del color. La sensibilidad al contraste para objetos de diferentes tamaños es distinta y se procesa por canales separados. Esto hace que al estudiar el umbral de contraste de barras u objetos de variados tamaños, se pueda obtener una curva para las diferentes frecuencias espaciales que caracterice a determinados grupos celulares.

Por lo regular se estudia la sensibilidad al contraste de frecuencias espaciales entre 0,5 y 30 ciclos por grado (cpg o c/g). El tamaño de los estímulos depende del ancho de las barras y de la distancia a la que son vistas, como lo es también para el estudio de la agudeza visual. El ancho de las barras, a cualquier distancia, puede ser expresado como el ángulo que ella subtiende sobre el ojo en minutos de arco. Los estímulos de 1 cpg tienen un par de barras blancas y negras que subtienden cada una 30 minutos de arco sobre retina. Estímulos de 30 cpg, contienen 60 barras que miden 1 minutos de arco sobre retina.

La habilidad del sujeto para detectar por primera vez el estímulo con contraste bajo que va en aumento, es pobre para las frecuencias espaciales bajas, es decir, en objetos o estímulos de gran tamaño (0,5-3 cpg) aumenta en rangos medios (4-6 cpg) y decrece para las frecuencias espaciales más altas, lo que corresponde a objetos de tamaño pequeño, como los que se designan como la unidad de visión. Este tipo de exploración se traduce en la curva de la Función de la Sensibilidad al Contraste (CSF) expuesta en la figura 2.9, que es más alta en las frecuencias espaciales medias, decrece en las frecuencias espaciales bajas y mucho más en las altas. (Frecuencias altas, objeto de tamaño pequeño; medias, de tamaño mediano y bajas, de gran tamaño).

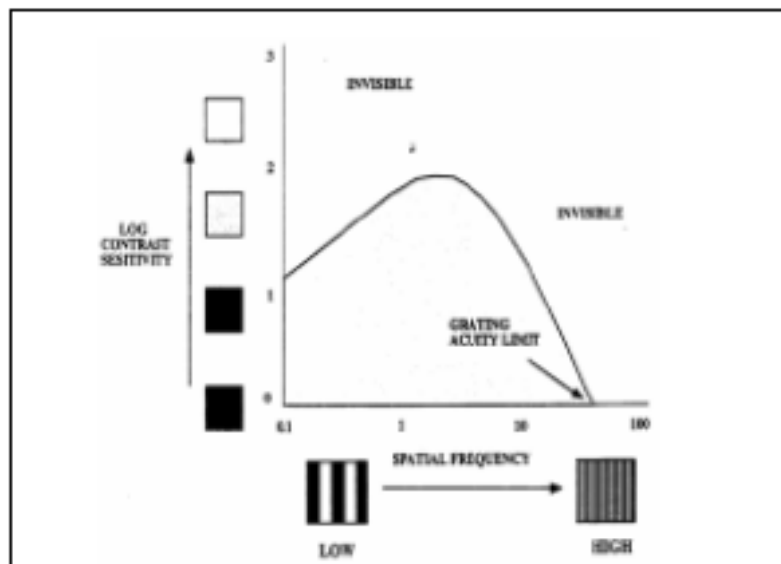


Figura 2.9: Función típica de sensibilidad al contraste<sup>8</sup>.

La sensibilidad al contraste se suele ver afectada precozmente y antes que la agudeza visual, por lo que su estudio es muy útil en el diagnóstico de distintas enfermedades que pueden dañar los medios intraoculares, la retina o la vía visual y para el estudio minucioso de la refracción<sup>41</sup>.

Su curva se puede deprimir toda de forma generalizada o puede verse afectada sólo un determinado tipo de frecuencias, en función de la lesión o alteración que lo provoca. No obstante, la pérdida de sensibilidad al contraste más frecuente es la que corresponde a las frecuencias espaciales medias, es decir, en objetos de tamaño medio, casi siempre se ve afectado en las neuropatías. Las lesiones que afectan a la retina en su área macular suelen dar una reducción en las frecuencias espaciales altas, donde se necesita gran contraste (como en la agudeza visual para objetos pequeños). La caída de la curva para objetos de gran tamaño o frecuencias espaciales bajas, es poco frecuente, por lo que algunos métodos de examen rápido de la sensibilidad al contraste de luminosidad solo estudian las frecuencias espaciales medias.

### OptotipoCSV-1000E.

En la figura 2.10 se puede ver la unidad de sensibilidad al contraste CVS-1000E que fue utilizada en este estudio para la prueba de sensibilidad al contraste. Ésta es una unidad de evaluación de contraste estandarizada<sup>42</sup> de Vector Vision; la cual tiene una serie de fotocélulas y un circuito de control exclusivo, el que automáticamente monitoriza y ajusta la intensidad de luz a un nivel estandarizado de 85 cd/mm. Esta autocalibración asegura resultados fiables de un examen a otro. Este test mide la capacidad del paciente para detectar diferencias en luminancia (contraste), entre barras de ondas sinusoidales y su fondo. El contraste (C) puede ser definido como: fórmula 2.1).

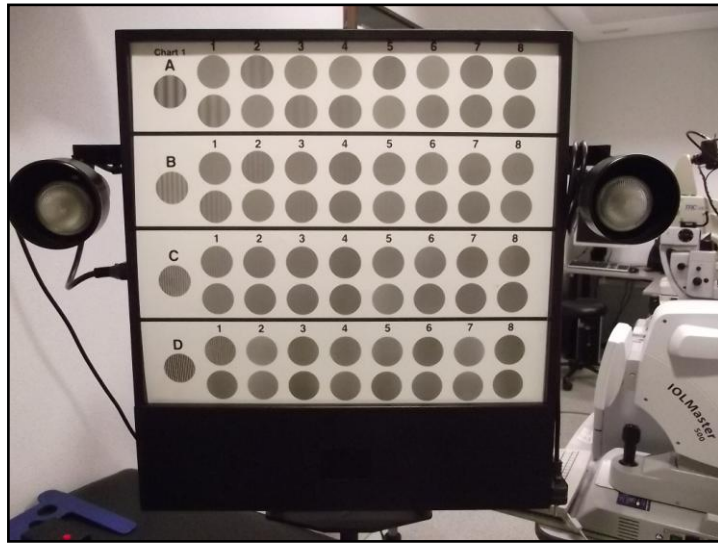


Figura 2.10: unidad de sensibilidad al contraste CSV-1000E.

$$C = \frac{L_{\text{máx}} - L_{\text{min}}}{L_{\text{máx}} + L_{\text{min}}}$$

Fórmula 2.1. Cálculo del contraste.

Donde  $L_{\text{máx}}$  es la máxima luminancia de las barras claras y  $L_{\text{min}}$  es la mínima luminancia de las barras oscuras. De acuerdo con esta ecuación, el contraste puede variar de un mínimo de 0 a un máximo de 1. La respuesta de interés es el umbral de contraste del observador, que es la cantidad mínima de contraste requerido para detectar la presencia del patrón de estímulos. Los umbrales de contraste son medidos para rejillas de varias frecuencias espaciales. El recíproco del umbral al contraste es la sensibilidad al contraste.

Además lo más interesante de este test, es que la versión utilizada en el estudio dispone de dos focos a ambos lados del test, que permiten la medición de la sensibilidad al contraste con fotoestrés, situación muy importante para ver la afectación que produce el deslumbramiento en pacientes con cataratas.



### 2.2.3. Sistema de clasificación de cataratas Lens Opacity Classification System (LOCS).

Se define como catarata a la pérdida progresiva de transparencia del cristalino producido por cambios fisiológicos asociados a la edad. Suele producir disminución de agudeza visual de forma bilateral y asimétrica, relacionada con la opacificación del cristalino. La detección, clasificación y cuantificación de esta opacidad es fundamental para mantener un control de la evolución de esta disfunción ocular.

El sistema LOCS es uno de los métodos de clasificación de opacidad del cristalino más utilizado en estudios clínicos<sup>7</sup>. Está basado en una serie de fotografías estandarizadas que, mediante la comparación a través de la observación directa del cristalino con lámpara de hendidura, permite realizarla detección o ausencia de cataratas, la clasificación y gradación de la misma.

Las principales ventajas que ofrece este sistema son la reproducibilidad de la gradación de la catarata y la concordancia que aporta entre la clasificación clínica y fotográfica. La correlación es mayor para la catarata nuclear que tiende a ser subestimada en extensión en la gradación clínica<sup>43</sup>.

La validación de LOCS<sup>44</sup> la realizó por tres vías:

- I. Evaluación de la reproducibilidad de la clasificación clínica mediante lámpara de hendidura.
- II. Variabilidad de la reproducibilidad de la clasificación con las imágenes fotográficas.
- III. Evaluación de la correspondencia entre clasificación con lámpara de hendidura y fotografías.

Al comparar las se obtuvieron resultados muy buenos de especificidad y sensibilidad, obteniendo valores por encima del 83%, exceptuando en el caso de catarata subcapsular posterior donde obtuvo una sensibilidad <52%.

Maraini<sup>45</sup> et al en 1991, desarrollaron una segunda (LOCSII) con la que realizaron numerosos estudios que lo comparaban con otros sistemas, y aunque proporcionaba mejores resultados seguía teniendo limitaciones: la escala de color era pequeña y burda, la guía de gradación del color no estaba relacionada con parámetros colorimétricos, estados incipientes de catarata nuclear estaban subestimada y la escala entre intervalos era desigual.

La rectificación de estas irregularidades la hizo Chylack<sup>46</sup> en 1993, rediseño una versión nueva, LOCS III el cual podemos observar en la figura 2.11; que aportaba las siguientes innovaciones:

- I. Aumentaba la escala de 3 pasos a 6 en la gradación del color (con 5 estándares de referencia).
- II. Relaciono la escala subjetiva del color con las medidas objetivas de la CIE (escala de 1931).
- III. Aumento la escala de opalescencia para poder realizar una mejor representación de los casos de catarata nuclear y subcapsular posterior en estadios tempranos.
- IV. Estableció unas bases objetivas para la selección de intervalos en función de las características de las cataratas.
- V. Uso una escala para medir opalescencia y color con intervalos iguales, basados en una función monotonica para la gradación de cataratas corticales y subcapsulares posteriores.
- VI. Cambio una escala entera a decimal para disminuir los límites de tolerancia del 95%.

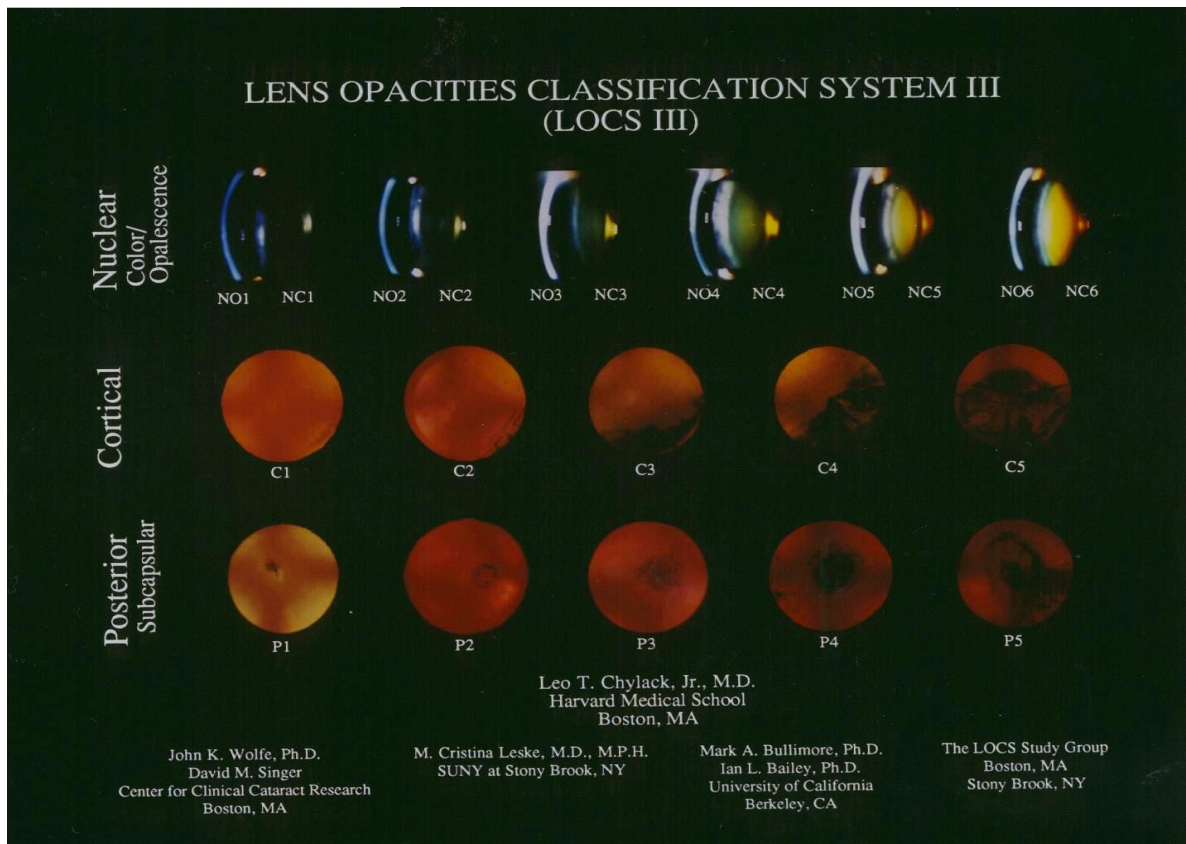


Figura 2.11: sistema LOCS III<sup>46</sup> (NO) opalescencia en catarata nuclear; (NC) color en catarata nuclear; (C) catarata cortical y (P) catarata subcapsular posterior.

El hecho de aumentar el número de valores en la escala dificulta la concordancia entre observadores pero aumenta la sensibilidad. Se puede dividir cada intervalo en 10 subintervalos, con un valor de 0.1 para cada uno de ellos, de esta forma se pueden obtener valores máximos de 3.2; 5.4 y 2.9 para cada una de las categorías.

#### 2.2.4. Optical Quality Analysis System (OQAS): sistema de valoración de calidad óptica ocular.



Figura 2,12: sistema de doble paso OQAS II<sup>3</sup>.

Es un sistema óptico de análisis de calidad óptica ocular que podemos observar en la figura 2.12. Diseñado para proporcionar información objetiva acerca de la función visual en el ámbito clínico. Realiza la medición del conjunto de aberraciones ópticas y la pérdida de transparencia de los tejidos oculares, mostrando la influencia de estos en la calidad de la imagen retiniana. Se compone de un cabezal óptico y el equipo láser, una estación de trabajo y un ordenador con un software personalizado. El método que utiliza para que sea posible medir estos parámetros se basa en la técnica doble paso<sup>5</sup>.

##### Técnica doble paso

Dentro de los métodos oftalmoscópicos, el de doble paso se ha empleado durante los últimos 40 años para medir la calidad de imagen del ojo humano en diversas condiciones<sup>47</sup>. El método utiliza la luz proveniente de la difusión en la retina para registrar la llamada “imagen de doble-paso” o “imagen aérea”, de cuyo análisis se infiere la calidad de imagen del ojo. Las herramientas para este análisis son las de la óptica de Fourier, desarrollada a partir de los años 50, que permiten expresar la calidad de imagen en términos de la función de transferencia (MTF).

El sistema de doble-paso ha experimentado sucesivas adaptaciones (incorporando el láser como fuente de luz y el test puntual) y se han superado algunos problemas iniciales, como el del registro de los bajos niveles de luz proveniente de la retina con la incorporación de las nuevas cámaras integradoras CCD<sup>48, 49</sup>, o el de la interpretación correcta de la imagen de doble paso y su relación con la imagen retiniana<sup>50</sup>. El método de doble paso (que podemos ver en la figura 2.13) ha

demostrado ser un procedimiento cómodo, con posibles aplicaciones en entornos clínicos<sup>49</sup>, y se presenta, por tanto, como el más adecuado para el estudio de la calidad de imagen en una amplia población.

En el primer paso una imagen de una fuente puntual se forma sobre la retina del paciente utilizando un láser de diodo con una 780nm de longitud de onda acoplada a un filtro espacial. La luz procedente del láser es colimada con la lente L1 y luego el haz pasa a través de un diafragma de abertura con un diámetro fijo de 2 mm, el cual actúa como la pupila de entrada (PE) del sistema y está situado en el plano conjugado del paciente. Después de eso, la luz pasa a través de la BS1 y BS2 divisores de haz. El rayo láser se refleja en los espejos M1 y M4 y pasa a través de un compensador de la ametropía del paciente basado en un sistema Badal, que consta de lentes L3, L4 y refleja M2 y M3.

La distancia entre las lentes es variable, así, la trayectoria óptica se puede cambiar, por lo tanto compensando la refracción esférica (no cilíndrica) del paciente. Al final de este primer paso, el rayo láser se refleja con un filtro dicróico (DF), y la óptica ocular es responsable de enfocar el rayo de luz láser en la retina.

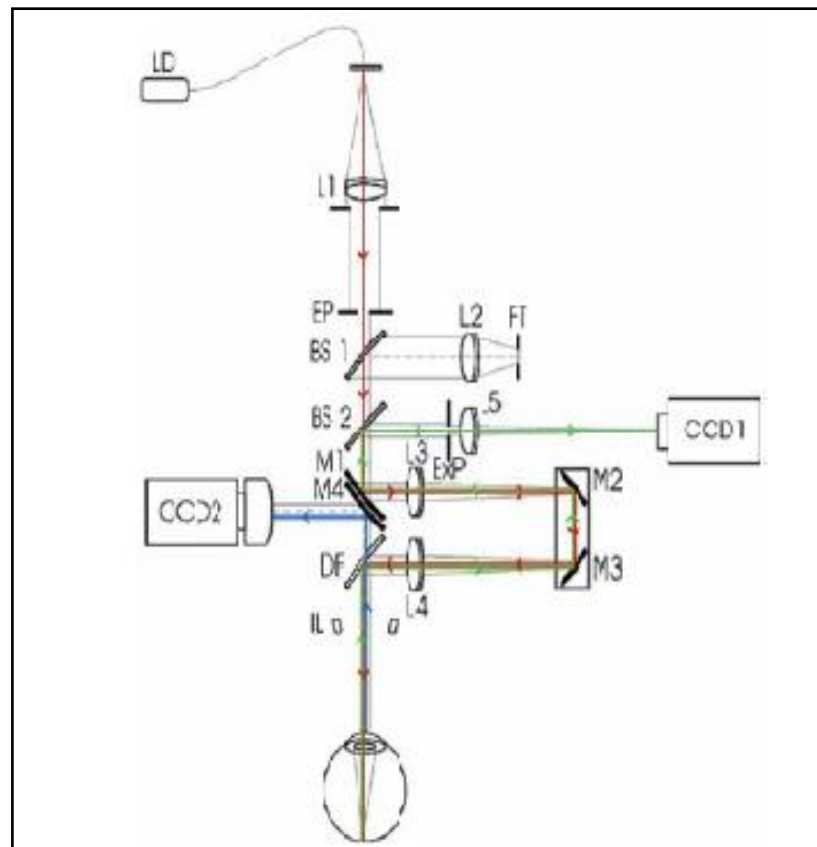


Figura 2.13: diseño completo de OQAS<sup>51</sup>, La línea roja indica el primer paso, la verde el segundo y la línea azul la alineación de la pupila.

El segundo paso en torno al 3% de la luz que llega a la retina se refleja y después de atravesar los medios intraoculares, que pasa a través del filtro dicróico (DF), el sistema Badal y el espejo M1 hasta el rayo divisor BS2. Entonces, el haz se cruza con otro diafragma de abertura (ExP), que es la pupila de salida del sistema (conjugado con el plano de la papila del ojo). La pupila de entrada (EP) tiene un diámetro variable y es la pupila de salida efectiva, si su diámetro es menor que la pupila natural del ojo. Al final del segundo paso, la lente L5 objetivo enfoca la imagen de retina en el detector de la cámara CCD1.

El instrumento también incorpora un sistema con el cual el plano pupilar puede ser visto en línea. El ojo del paciente se ilumina con varios de infrarrojos LED (IL), que no afectan al tamaño de la pupila del paciente. En este caso, la luz reflejada procedente del ojo es transmitida por el filtro dicróico (DF) y se refleja en el espejo (M4) hasta que la imagen capturada por la cámara CCD2, que se centra en el plano conjugado de la EP (pupila de entrada) y Exp (pupila de salida) del sistema. Una prueba de fijación del sistema de iluminación, con luz blanca, se introdujo en el sistema para minimizar los movimientos oculares y las fluctuaciones de alojamiento durante la medición.

La luz de la prueba pasa a través de la lente colimadora L2, cruza los divisores de haz BS1 y BS2, se refleja en los espejos M1 y M4, atraviesa el sistema Badal y el filtro dicróico (DF) y finalmente llega a la retina del paciente.

Finalmente, debe mencionarse que con el fin de alinear el ojo con el instrumento, toda la óptica del sistema está configurada en una cabeza que permite un movimiento horizontal. También hay que anotar que las mediciones del doble paso se realizan con el error de refracción del paciente corregido. El error de refracción esférico se corrige automáticamente por el sistema de doble paso y el astigmatismo se corrige manualmente con una lente externa, ya que el instrumento no puede corregir los errores cilíndricos.

El resultado de los valores de OQAS depende en gran medida de la buena corrección de los errores de refracción. Este factor afecta directamente a la calidad óptica de la imagen de la retina. Por lo tanto, es muy importante corregir el error de refracción completo, mientras se realizan las mediciones con este instrumento.

Las dimensiones y la distribución espacial de la energía a lo largo de la imagen de doble paso se relacionan con la calidad óptica del ojo. La parte central de esta imagen se ve afectada principalmente por las aberraciones oculares: cuanto mayor es el tamaño de la mancha, peor es la calidad de la imagen retiniana. Sin embargo, la parte externa de la imagen contiene en su mayoría información de la luz dispersada, causada por la pérdida de transparencia de una o más de las estructuras ópticas oculares, tales como turbidez (una mutación del tejido subepitelial de las opacidades corneales, la cornea, cataratas, etc.)

El programa de software estándar, siempre con el sistema OQAS, selecciona automáticamente la energía del láser que se utiliza con un tiempo de exposición fijo de la cámara (240 ms) con el fin de obtener una imagen aceptable retina del paciente. La rutina de software cambia el voltaje eléctrico del láser utilizado desde 0 a 3,5 V, que permiten la obtención de poderes radiantes de 0 a 1 mW en la retina aproximadamente. Esta cantidad de energía es suficiente para los ojos normales, pero no en los ojos con cataratas maduras, ya que la cantidad de luz reflejada es muy pequeña debido a la baja transparencia del cristalino. Además, esta acción particular puede aumentar el tiempo de la medida ya que la rutina se inicia con baja potencia y sigue creciendo hasta que una imagen aceptable de doble paso se muestra en la pantalla. Por estas razones, se hizo un software hecho a medida para ser usado en este estudio. Este software incorpora la opción de forma manual la cual modifica la energía del láser para obtener las mejores imágenes de la retina. La ventaja de este programa es que la luz que llega a la retina se puede aumentar mediante el cambio del voltaje de láser, pero por otro lado, el tiempo de exposición de la cámara CCD también se puede aumentar, lo que permite obtener buenas imágenes de doble paso, incluso cuando el ojo tiene una catarata madura.

Para la valoración objetiva de la catarata se ha elegido el sistema OQAS porque nos proporciona unos valores de calidad visual con diferentes niveles de contraste además del parámetro OSI (índice de dispersión óptica) que mide la dispersión del ojo mediante una imagen que extrae de la retina. De esta forma se puede analizar la degradación que produce la opacificación cristaliniana en la calidad de imagen retiniana.

#### **2.2.4.1 OQAS values.**

Los parámetros obtenidos se muestran en el registro de OQAS de la figura 2.14 y se denominan OQAS values (OV). La calidad visual obtenida con OQAS II de cada paciente la expresamos a través de:

- Modulación Transfer Function (MTF).
- Point Spread Function (PSF).
- Strehl Ratio.
- Objective Scattering Index (OSI).

#### **Modulación Transfer Function (MTF)**

Desde la imagen obtenida del sistema doble paso, OQAS calcula la Función de Transferencia de Modulación (MTF) (figura 2.15) que representa la pérdida de contraste producido por la óptica del ojo tal como una función de frecuencia espacial. El sistema también proporciona otros parámetros relacionados con la función MTF, que son importantes para medir la calidad óptica ocular: los valores OQAS (OV) en los contrastes de 100%, 20% y 9%, y la Strehl ratio<sup>52</sup>. Los OV corresponden a tres frecuencias específicas del MTF que describen la calidad óptica del ojo para los valores de contraste mencionados.

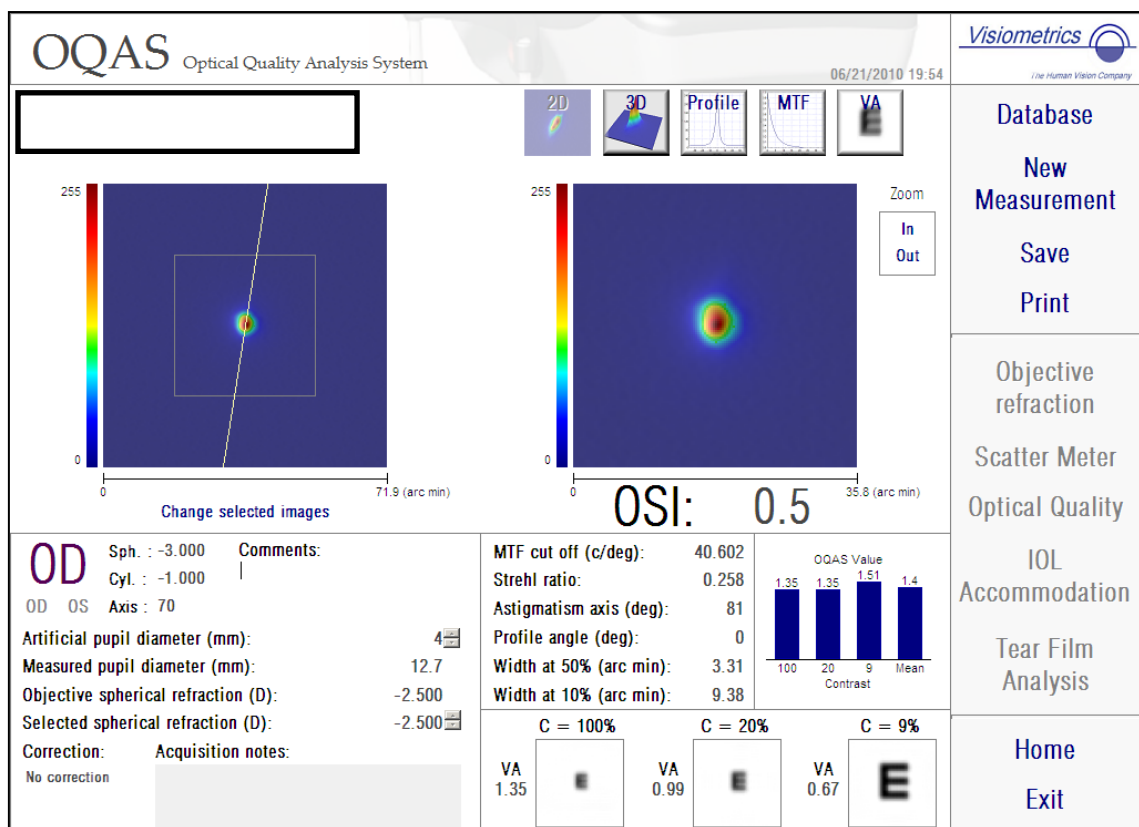


Figura 2.14: Pantalla del software OQAS, se muestran los valores obtenidos de cada una de las funciones.

OV 100% está directamente relacionado con la frecuencia de corte MTF y, por lo tanto, a la agudeza visual del paciente, aunque tiene un factor de normalización diferente. En general, OV mayor que 1 se asocian a calidad de retina de imagen muy alta. OV se utiliza para obtener información más específica (que de otro modo pueden permanecer oculto) en el comportamiento del ojo a diferentes contrastes, que puede ser muy útil desde el punto de vista clínico

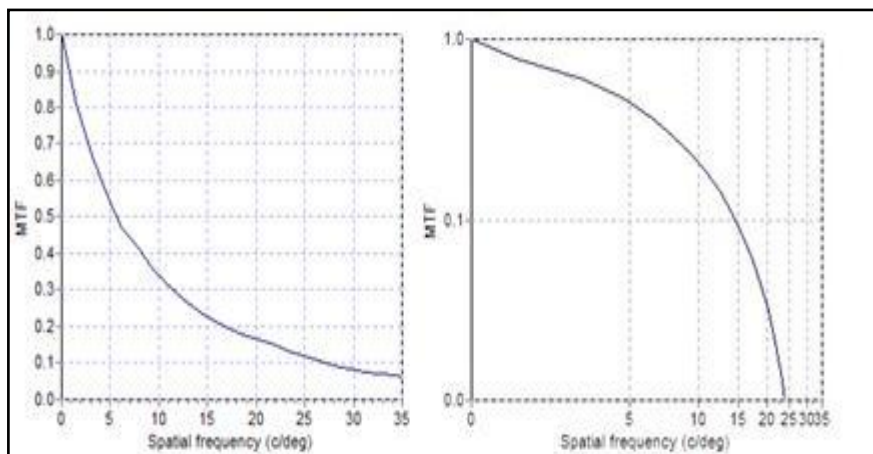


Figura 2.15: representación gráfica lineal y logarítmica, respectivamente, de  $MTF^3$ .

### Point Spread Function (PSF).

La PSF de un sistema óptico obtenida por OQAS (figura 2.16) indica la distribución de intensidades de la imagen de una fuente luminosa puntual tras su paso por dicho sistema. En una representación gráfica 2D, donde “Y” es la intensidad normalizada y “X” es la anchura de la imagen en minutos de arco, la intensidad es máxima en el centro del punto imagen y a medida que nos alejamos hacia los extremos de la mancha imagen, disminuye la intensidad lumínica confundiéndose con la dispersión producida. Esta función depende de parámetros como el desenfoque, las aberraciones, la dispersión, el diámetro y forma pupilar y está limitada por la difracción.

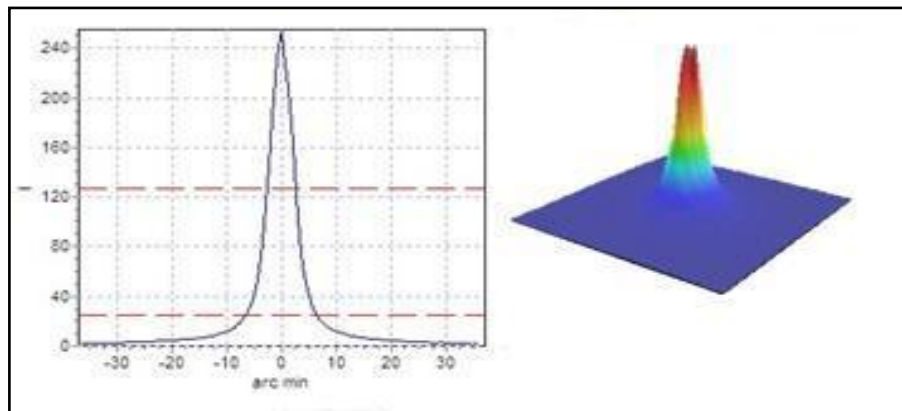


Figura 2.16: representación 2D/3D de PSF<sup>3</sup>.

#### **2.2.4.2 Strehl ratio.**

Un parámetro de calidad óptica es la “razón de Strehl” que proporciona una información más global sobre la calidad óptica que OV. Se define como el cociente entre el máximo valor de irradiancia en la PSF afectada por aberraciones y el máximo de la PSF de un sistema perfecto (limitado por difracción) para la misma abertura, o de forma equivalente, como el cociente entre el volumen bajo la MTF del sistema y el correspondiente a la MTF limitada por difracción (ojo libre de aberraciones oculares). Otro parámetro de calidad, similar a la razón de Strehl pero más sencillo de calcular, se obtiene como el cociente entre las áreas. Aunque, matemáticamente, las definiciones no son equivalentes, ambos parámetros cumplen la misma misión. En lo que sigue se hablara de “razón de Strehl” entendiendo que se calcula como cociente entre el área de la MTF 1-D del sistema y la MTF 1-D de difracción.

La figura 2.17 representa las MTFs, para diferentes diámetros de pupila, de un sistema limitado por difracción. Las frecuencias de corte son: 48, 64, 96, 128, 161 y 193 c/grado, respectivamente.



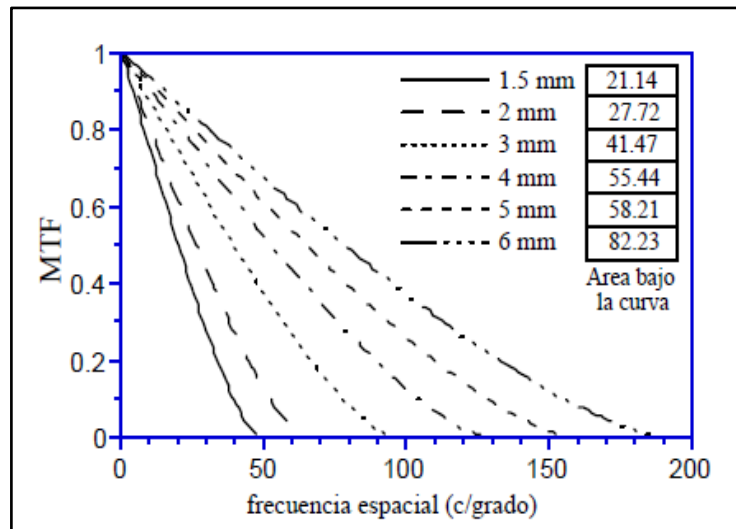


Figura 2.17: MTFs para diferentes diámetros de pupila de un sistema limitado por difracción<sup>8</sup>.

Para cada pupila, se ha calculado el área bajo la MTF de difracción. Estos valores serán utilizados para hallar la razón de Strehl. Alternativamente, se podría calcular la razón de Strehl dividiendo entre el área de la MTF de difracción comprendida entre 0 y 96 c/grado, ya que la MTF del ojo sólo se obtiene hasta esta última frecuencia; sin embargo, también es cierto que la MTF del ojo se hace nula antes de 96 c/grado y, entonces, el área bajo dicha curva coincide con el área total, por lo que hemos preferido no truncar la MTF de difracción para el cálculo de la razón de Strehl.

#### 2.2.4.3 Objective Scattering Index (OSI).

La difusión intraocular es el fenómeno de modificación de la trayectoria de la luz, debido a la interacción de esta con heterogeneidades o discontinuidades en los medios oculares. El OSI, es un índice que corresponde al grado de dispersión o difusión que se produce en un sistema óptico cuando existe una opacidad en algún medio por el que atraviesa la luz. En concreto, el OQAS permite la evaluación objetiva de la cantidad de dispersión intraocular por medio de este parámetro llamado Índice de Dispersión objetivo (OSI) el cual se obtiene a partir de los diferentes niveles de digitalización de las imágenes proporcionadas por el doble paso en la periferia y utilizadas en este estudio para cuantificar la presencia de luz difusa el análisis de ojos con cataratas en la figura 2.18 podemos observar la representación gráfica de diferentes valores de difusión donde:

- Los valores de OSI menores a 2 son a menudo relacionados con ojos de baja dispersión.
- Valores entre 2 a 5 suelen corresponder a los ojos con luz dispersión moderada (cataratas incipientes).
- Valores superiores a 5 están normalmente vinculados a ojos con alta dispersión (cataratas maduras)<sup>22</sup>.

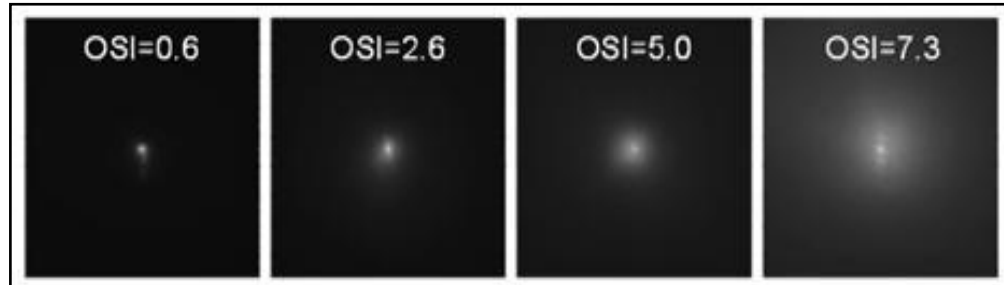


Figura 2.18: Valores OSI de forma creciente<sup>3</sup>.

Midiendo las funciones MTF, PSF y OSI objetivamente con OQAS™II, tenemos descriptores de la calidad óptica del paciente para poder evaluar comparativamente como varía ésta después de cirugías como la de catarata. Desde el punto de vista práctico, esto nos permite poder cuantificar de forma objetiva la calidad óptica de un paciente con catarata y planificar una cirugía de acuerdo a los valores de OSI (dispersión) obtenidos de forma que valores superiores a 2 nos indican que existe ya cierto compromiso visual susceptible de mejora con una cirugía<sup>52</sup>.

#### JUSTIFICACION

La justificación de este estudio se centra en dos aspectos. El primero hace referencia a valorar la capacidad de discriminación de los diferentes tipos y grados de cataratas de forma objetiva versus a los sistemas clásicos de gradación. En segundo lugar se focaliza en la necesidad de conocer la correlación del tipo y grado de catarata con la pérdida de agudeza visual y sensibilidad al contraste, con y sin deslumbramiento.

# CAPÍTULO 3: OBJETIVOS

En este apartado se presentan los objetivos propuestos en este estudio.

## 3.1 Objetivos Genéricos

El objetivo genérico de este trabajo es determinar los cambios en los parámetros de calidad óptica ocular en pacientes con diferentes tipos y grados de cataratas mediante el instrumento clínico OQAS (Optical Quality Analysis System) basado en la técnica del doble paso y que proporciona valores de calidad visual y de difusión intraocular.

## 3.2 Objetivos Específicos.

- Determinar los parámetros de calidad óptica para los diferentes grados y tipos de cataratas. Determinar la correlación de parámetros de calidad óptica ocular con los parámetros clínicos convencionales.
- Valorar la correlación de la difusión intraocular para los diferentes grados y tipos de cataratas.
- Valorar la influencia del tamaño pupilar en los parámetros de calidad óptica y correlación con la capacidad diagnóstica del grado y tipo de cataratas.



## CAPÍTULO 4: MÉTODO Y MATERIAL.

En este capítulo se describe el tipo de estudio así como el protocolo de actuación y los criterios de selección de la población estudiada. Además se expone el material utilizado para poder realizar la parte experimental del estudio.

### 4.1 Método.

En este apartado se expone la metodología que se ha realizado para la obtención de pacientes y valoración clínica, así como la descripción del análisis estadístico.

#### 4.1.1 Tipo de diseño.

El diseño elegido para este trabajo es de un estudio *observacional transversal* de casos no consecutivos

#### 4.1.2 Variables.

Los parámetros de calidad óptica y difusión intraocular que se han medido son:

- OQAS values contrast: 100%, 20% y 9%.
- OSI: Índice de dispersión ocular.
- Strehl Ratio.

Los parámetros de función visual valorados.

- AV Log MAR.
- Sensibilidad al contraste.
- Sensibilidad al contraste con fotoestrés.
- Gradación de catarata con el sistema estandarizado LOCSIII con la ayuda de una lámpara de hendidura para ver el cristalino de forma directa.

#### 4.1.3 Población de estudio. Criterios de inclusión y exclusión.

Los sujetos que se han incluido en este estudio son pacientes con diagnóstico de cataratas que han acudido a revisión al Servicio de Oftalmología del Hospital de Terrassa perteneciente al Consorci Sanitari de Terrassa (CST). Las pruebas se han realizado desde Febrero hasta Mayo de 2012 y los criterios de inclusión de pacientes en este estudio fueron los siguientes:

El tipo de catarata del paciente tendría que estar dentro de las tres definidas propiamente como seniles: cortical, subcapsular o nuclear, pudiendo presentar diferentes grados de severidad dentro de la misma.

- I. La edad mínima para poder participar debe ser igual o mayor a 50 años.
- II. La refracción del paciente debe estar comprendida en una esfera de  $\pm 8.00D$  y/o cilindro menor de  $5.00D$ .
- III. En el caso de pacientes que formen parte del grupo control deben tener una agudeza visual mayor o igual a "0" Log MAR.

Los criterios de exclusión de pacientes fueron los siguientes:

- I. Presentar cualquier alteración o patología que afectase al globo ocular o anexos de forma directa o indirecta y/o problemas de fijación.
- II. Presentar cualquier tipo de alteración corneal o de superficie lagrimal.
- III. Presentar cualquier tipo de retinopatía.
- IV. Haber estado sometido a cualquier tipo de cirugía refractiva o palpebral.

Además de todo lo expuesto anteriormente, los pacientes hipertensos y diabéticos se les ha examinado con mayor precaución ante la posibilidad de poder presentar algún signo de retinopatía no identificada hasta el momento.

#### **4.1.4 Protocolo**

Para la realización del estudio se ha aplicado un estricto protocolo con el objetivo de minimizar los errores de medida y los posibles sesgos de información e inclusión. Este protocolo se siguió con una rigurosa secuencia de pruebas y la debida aleatoriedad de medidas.

El protocolo realizado se presenta en los siguientes puntos:

- Una vez que el paciente es atendido por el oftalmólogo, se le informa de las pruebas que se le van a realizar y firma el consentimiento informado siguiendo la normativa de Helsinki.
- Los datos clínicos se extraen de la base de datos de la ficha clínica del hospital.
  - Datos personales.
  - Datos clínicos:
    - Agudeza visual decimal.
    - Error refractivo (en caso de no aparecer en la ficha se mide a través de un frontómetro en el mismo momento).
    - Clasificación de la catarata realizada por el oftalmólogo (en el caso que esta no apareciese se mide en el momento de la toma de datos por el mismo).

- La clasificación de la catarata por el oftalmólogo debe cumplir las siguientes especificaciones:
  - Cortical.
  - Nuclear
  - Subcapsular posterior
  - Mixta (cortico nuclear)
  - Control: en estos casos control debe señalar facoesclerosis.
- La severidad de la misma debe estar señalizada mediante la gradación del sistema de cruces de 1-4:
  - Incipiente: +
  - Moderada: ++
  - Moderada-Severa:+++
  - Severa: ++++.
- Medida de los parámetros de estudio (en el siguiente orden):
  - Con pupila natural:
    - Toma de agudeza visual Log MAR de forma monocular.
    - Toma de sensibilidad al contraste de forma monocular.
    - Segunda medida de sensibilidad al contraste pero con fotoestrés.
    - Recogida de datos mediante el OQAS.
  - Con dilatación pupilar (mediantetropicamida): instilando una gota cada diez minutos y esperar 30 minutos desde la primera instilación para volver a realizar pruebas con pupila máxima:
    - Recogida de datos mediante OQAS.
    - Gradación de la catarata con el sistema de LOCS III con ayuda de una lámpara de hendidura para poder observar el cristalino de forma directa.

#### **4.1.5 Análisis estadístico.**

A fin de conseguir una homogeneidad basal entre los dos brazos de estudio, se realizará un análisis sobre la comparabilidad inicial, en el momento de la inclusión, entre los dos brazos de intervención con respecto a las variables demográficas y clínicas estudiadas.

*Análisis descriptivo.* Las variables categóricas se describirán utilizando valores absolutos y el porcentaje. Para las variables continuas se analizarán la media y la desviación estándar cuando sigan una distribución no paramétrica. Se comprobará la normalidad de las variables cuantitativas tanto gráficamente como a través del test de Komologorov-Smirnov.

Análisis bivariado. Para las variables se utilizara la prueba de Chi-cuadrado para grupos independientes o el test exacto de Fisher si no se cumplen las condiciones de aplicación de la primera. Para las variables cuantitativas se utilizara el test de la t de Student para las variables paramétricas, el test de la U de Mann-Withney para las no paramétricas o la t-Student para datos apareados. Para la comparación de medias entre más de dos categorías se utilizara la prueba de análisis de la variancia (ANOVA).

Análisis principal. Para el comparativo entre el cambio de agudeza visual antes/después de la intervención, se utilizara la t-Student para datos apareados.

Todas las pruebas de significación serán bilaterales y todos los intervalos de confianza se presentaran con un grado de confianza del 95%. Para el análisis estadístico se utilizara el programa SPSS versión 19.

## **4.2 Material.**

En este apartado se expone el material utilizado para poder realizar la parte experimental del estudio.

### **4.2.1 Evaluación de las estructuras oculares.**

Estas pruebas se utilizan para determinar los parámetros de calidad óptica ocular y el grado de difusión intraocular en relación con el tipo y grado de catarata.

#### **4.2.1.1 OQAS. Optical Quality Analysis System.**

OQAS se basa en la técnica del doble-paso; explicada ya anteriormente, que consiste en la formación de la imagen de una fuente de luz puntual en la retina y el registro de ésta después de atravesar dos veces los medios oculares.

##### Método para adquirir imágenes:

Lo primero que se debe hacer es dar de alta al paciente en el programa de OQAS que tenemos en el ordenador; para ello debemos introducir sus datos personales (nombre, apellidos, número de historia clínica y fecha de nacimiento).

Acto seguido indicamos al sistema, el tamaño pupilar que queremos medir (en este estudio se han utilizado el tamaño pupilar habitual del paciente, el de 4 mm y el máximo posible, una vez dilatado), ojo a analizar y la refracción subjetiva.



Para centrar la pupila del paciente y que este bien alineado, tenemos una pantalla en el ordenador que nos muestra la imagen del ojo del paciente. Esta imagen esta captada por la cámara CCD 2 y mediante una cruz que ofrece el programa podremos centrar la pupila respecto al eje óptico del sistema. Además la imagen debe ser nítida (para que el segmento anterior del ojo este conjugado con las pupilas del sistema), para ello podemos enfocarla moviendo el cabezal del instrumento hacia delante y hacia atrás.

Antes de tomar las medidas, si el paciente posee refracción cilíndrica mayor a 0.5 D, debemos corregirla con una lente de una caja de pruebas en un soporte preparado, que está situado delante del ojo del paciente. Respecto al desenfoque, el sistema posee un sistema de autocorrección automática, que realiza una serie de barridos en torno a la refracción subjetiva del paciente que busca el punto donde se obtiene la mejor calidad de imagen (Bestfocus). Aunque el OQAS selecciona automáticamente la imagen que toma con mejor calidad, es posible valorar varias opciones y cambiar la selección por cualquier otra, de forma manual.

Una vez seleccionada la mejor imagen el OQAS (posición del mejor enfoque), se toman 6 imágenes consecutivas para determinar la calidad óptica del ojo y OQAS values.

#### **4.2.1.2 Biomicroscopio y técnica de LOCS III**

La utilización del biomicroscopio se centra para valoración de las estructuras corneales y la valoración del cristalino. Esta prueba se realiza cuando se ha dilatado la pupila al paciente.

Para la evaluación del cristalinos se observa a través del biomicroscopio y se compara con un escala, presentada en una pantalla de ordenador, donde se puede identificar el tipo de catarata y la severidad con una escala de imágenes que ofrece el sistema estandarizado de gradación de catarata LOCSIII(figura 4.1).El hecho de haber realizado esta observación con pupila máxima (dilatación) nos permite realizar una gradación completa de la catarata ya que posibilita la observación de la zona periférica del cristalino, permitiendo una mayor fiabilidad en la gradación de cataratas corticales.

Para la gradación clínica se ha utilizado la imagen de la escala de gradación en la pantalla del ordenador como referente y el con el biomicroscopio se observaba al ojo del paciente.

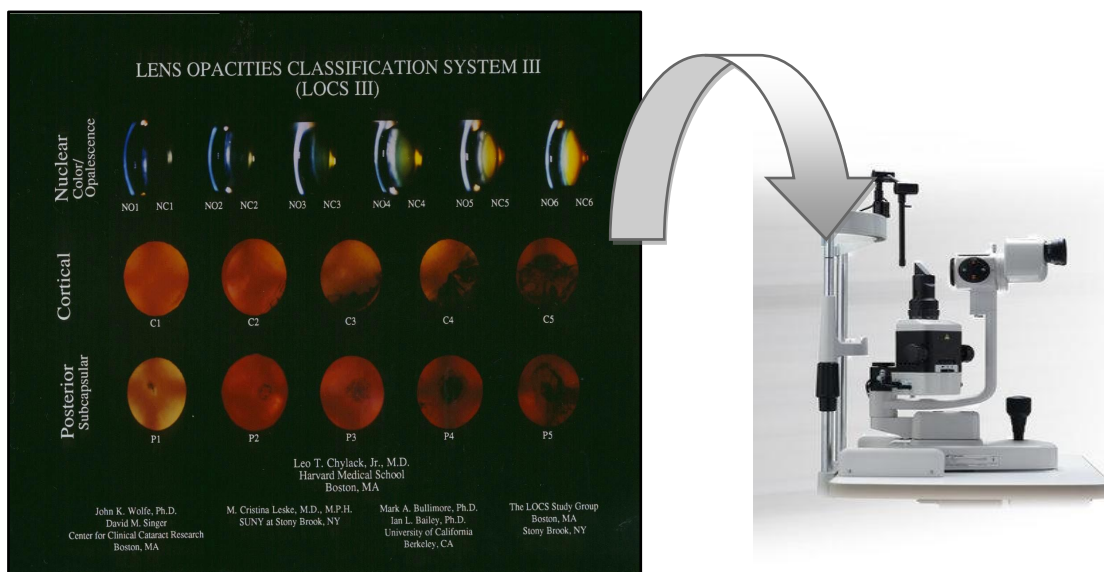


Figura 4.1: material utilizado ara realizar la gradación de la catarata; compuesto por una tabla de LOCS III<sup>46</sup> y una lámpara de hendidura (SL-2G Topcon).

#### 4.2.2 Medidas psicofísicas.

Las pruebas psicofísicas realizadas son la agudeza visual y la sensibilidad al contraste. En la realización de ambas pruebas es muy importante la motivación y el interés del sujeto participante<sup>7</sup>.

##### 4.2.2.1 Agudeza Visual Log MAR

La medida subjetiva de la agudeza visual en este estudio se ha realizado con un optotipo retroiluminado de letras de Bailey-Lovie de la figura 4.2, en formato logarítmico del mínimo ángulo de resolución. Se han realizado las medidas a una distancia de cuatro metros, distancia para la que se ha diseñado este optotipo. Se trata de un optotipo retroiluminado, minimizando así posibles deslumbramientos en la toma de medidas.

Las medidas se han realizado con la iluminación de la sala reducida, asegurando que el optotipo esté en condiciones de visión fotópica. Los estándares que anuncia la normativa BS 4274-1:2003 la luminancia emitida debe estar comprendida entre 80-320 cd/m<sup>2</sup>. La medición de la agudeza visual se realizó de forma monocular con su corrección actual mas optima, apuntando el mayor número de letras posible que alcanzase a visualizar.



Figura 4.2: Optotipo retroiluminado de Bayley-Lovie.

#### 4.2.2.2 Sensibilidad al Contraste con Panel CSV-1000.

La medida de la sensibilidad al contraste se ha realizado mediante el optotipo retroiluminado de la casa Vector Vision con estímulos de franjas sinusoidales a una distancia que puede oscilar de 1.5 a 3 metros con una iluminación ambiental. Para determinar la medición subjetiva de la sensibilidad al contraste se utilizó el optotipo CSV-1000E de Vectorvision de la figura 23 que proporciona una curva de sensibilidad al contraste completa.

Este optotipo consiste en una lámina retroiluminada (a  $85 \text{ cd/m}^2$  de luminancia) presentando cuatro grupos de frecuencia espacial (A, B, C y D que corresponden a frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 cpg, respectivamente) y estos se presentan con diferentes niveles de contraste (de 1 a 8).

La prueba se realiza de forma monocular con la corrección óptima a una distancia que puede variar de 1.5 a 2.5 metros. La retroiluminación del optotipo permite asegurar que se trabaja en condiciones de visión fotópica.

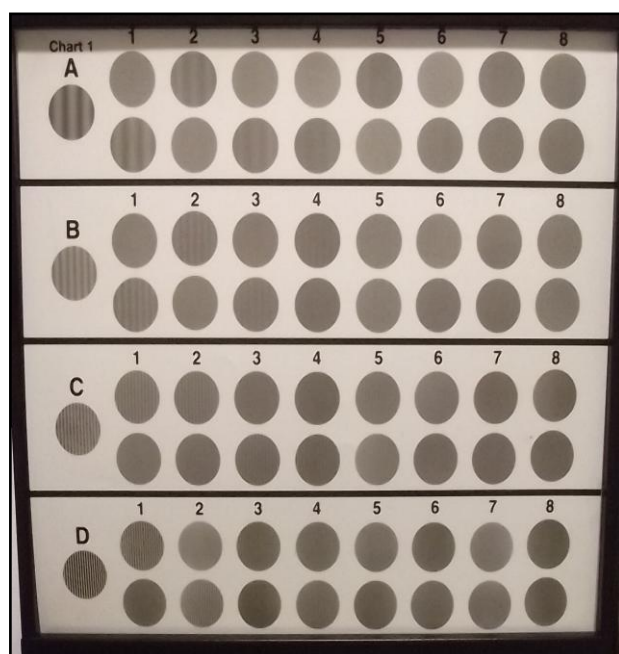


Figura 4.3: Panel CSV- 200E.

# CAPÍTULO 4: RESULTADOS

## INTRODUCCIÓN

En este estudio se han examinado 85 ojos con diferentes grados de catarata nuclear, nuclear mixta, cortical y subcapsular posterior a los cuales se les midió la calidad óptica de manera objetiva con el instrumento clínico de doble paso OQAS (Optical Quality Analysis System, Visiometrics S.L., Terrassa, Spain)<sup>11</sup> que proporciona los parámetros OSI (Objective Scatter Index), OQAS Value a 9, 20 y 100% y razón de Strehl.

Se ha realizado una comparación cuantitativa de los resultados obtenidos por OSI, con los obtenidos por otros métodos más convencionales como la Agudeza Visual Log MAR o el sistema de clasificación LOCS III (Lens Opacities Classification System). Además se ha relacionado la calidad óptica del ojo con el grado y la morfología de las cataratas.

Se ha evaluado la influencia de utilizar el instrumento OQAS con una configuración distinta a la habitual al evaluar el grado de difusión de pacientes con diferentes grados de cataratas y con la pupila dilatada. En concreto con un pupila de salida de 7mm.

### 5.1. Análisis descriptivo

En el análisis estadístico se incluyeron 84 ojos de 55 pacientes diagnosticados de cataratas con diferentes grados y morfología. De los cuales 48 (56,5 %) fueron de sexo femenino, 40 (47,1 %) ojo derecho y una edad comprendida entre 47 y 85 años con una media y desviación estándar de 68,3 ( $\pm 8,2$ ) años como se muestra en la gráfica 5.1. La Agudeza Visual Log MAR (en adelante AV) media y la desviación estándar fue de 0,17 ( $\pm 0,28$ ) en un rango entre -0,20 y 1,25. Los valores de normalidad para la AV Log MAR fueron medidos y obtuvieron buenos resultados. Respecto a la refracción se determinó que no hubo diferencias significativas.

En la gráfica 5.2 se muestra la clasificación en cuatro grupos de las cataratas analizadas según la tipología morfológica que indicó el oftalmólogo en su diagnóstico. Concretamente se encontraron 29 ojos con Catarata Nuclear (N), 26 Nuclear-Mixta (NM), 12 Cortical (C) y 18 Subcapsular Posterior (SP). En la tabla 5.1 se muestra como se distribuyo, por grupos, la gradación (cruces) indicada en el diagnóstico del oftalmólogo.

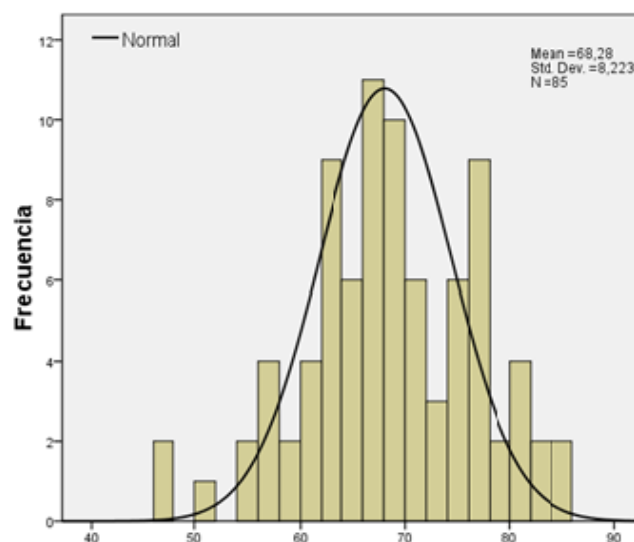


Gráfico 5.1: Distribucion de la edad.

GRADACIÓN OFTALMÓLOGO	Nuclear (N)	Nuclear Mixta (NM)	Cortical (C)	Subcapsular Posterior (SP)
+	7	3	7	6
++	11	15	3	8
+++	9	8	2	4
++++	2	0	0	0

Tabla 5.1: clasificación de las cataratas por el oftalmólogo.

La gradación realizada por el oftalmólogo correlacionó estadísticamente con el sistema LOCS III para el grupo de catarata nuclear (N), de manera que, con la gradación a partir de NO la correlación de Pearson (y la significancia estadística) dio un valor de  $r=0,665$  ( $p<0,001$ ), mientras que para NC fue  $r=0,593$  ( $p=0,001$ ). También correlacionó el grupo de cataratas nucleares mixtas (NM), siendo para NO  $r=0,445$  ( $p=0,023$ ) y para NC  $r=0,446$  ( $p=0,022$ ). Por otro lado, para el grupo de cataratas subcapsulares (SP) la correlación fue de  $r= 0,725$  ( $p=0,001$ ). En cambio no fue significativa la correlación con el grupo de cataratas corticales.

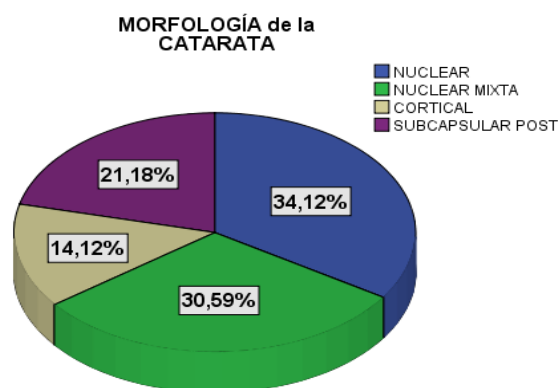


Gráfico 5.2: distribución de la morfología de la catarata.

## 5.2 Análisis de resultados

En las tablas 5.2 y 5.3 se muestran los resultados de calidad visual y AV para el grupo de Cataratas Nucleares (N), la tabla 5.2 está clasificada según la opalescencia NO y la tabla 5.3 según la coloración tal como se clasifican por el LOCSIII. OSI fue el parámetro de calidad óptica que mejor correlacionó con la gradación de cataratas según LOCS III, igualmente para opalescencia (NO)  $r=0,585$  ( $p=0,001$ ), como para coloración (NC)  $r=0,562$  ( $p=0,001$ ). Mencionar el caso de la AV en la que la correlación para (NO) fue significativa  $r=0,512$  ( $p=0,006$ ), pero no así para (NC)  $r=0,297$  ( $p=0,132$ ).

GRUPO NUCLEAR	NO2		NO3		NO4		NO5		NO6	
	Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)	
<b>OSI</b>	1,65	(0,21)	2,22	(1,36)	3,65	(1,84)	5,43	(2,47)	6,80	.
<b>OV 100</b>	0,89	(0,07)	0,76	(0,29)	0,56	(0,41)	0,37	(0,26)	0,36	.
<b>OV 20</b>	0,82	(0,04)	0,75	(0,31)	0,55	(0,39)	0,35	(0,21)	0,37	.
<b>OV 9</b>	0,87	(0,08)	0,77	(0,32)	0,55	(0,36)	0,36	(0,21)	0,38	.
<b>STRH</b>	0,16	(0,01)	0,14	(0,05)	0,11	(0,05)	0,08	(0,03)	0,08	.
<b>AV</b>	-0,16	(0,06)	0,03	(0,11)	0,31	(0,35)	0,24	(0,21)	1,00	.

Tabla 5.2: resultados de difusión, calidad óptica y AV relacionados con la gradación según la opalescencia en la catarata nuclear. (DS = desviación estándar)

GRUPO NUCLEAR	NC2		NC3		NC4		NC5		NC6	
	Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)	
<b>OSI</b>	1,65	(0,21)	2,54	(1,74)	3,97	(1,92)	4,39	(2,23)	7,10	(0,42)
<b>OV 100</b>	0,89	(0,07)	0,83	(0,36)	0,49	(0,38)	0,39	(0,24)	0,29	(0,10)
<b>OV 20</b>	0,82	(0,04)	0,80	(0,36)	0,48	(0,37)	0,39	(0,22)	0,30	(0,11)
<b>OV 9</b>	0,87	(0,08)	0,80	(0,33)	0,48	(0,34)	0,41	(0,22)	0,31	(0,11)
<b>STRH</b>	0,16	(0,01)	0,15	(0,05)	0,10	(0,05)	0,09	(0,04)	0,07	(0,02)
<b>AV</b>	-0,16	(0,06)	0,24	(0,40)	0,29	(0,34)	0,19	(0,17)	1,00	.

Tabla 5.3: resultados para la gradación de catarata nuclear con la coloración.

Como cabía esperar OSI correlaciono también con “las cruces” del diagnóstico del oftalmólogo:  $r=0,569$  ( $p=0,001$ ).

Para el grupo de Cataratas Nucleares Mixtas (NM) tanto OSI como AV presentaron una buena correlación con NO y NC. Concretamente entre OSI y NO fue  $r=0,436$  ( $p=0,026$ ) y con NC  $r=0,617$  ( $p=0,001$ ), mientras que AV con NO fue  $r=0,476$  ( $p=0,016$ ) y con NC  $r=0,629$  ( $p=0,001$ ). Por lo que respecta a la gradación por cruces, OSI presento mejor correlación incluso que la presentada por el grupo anterior, con  $r=0,682$  ( $p<0,001$ ).

Los resultados de OSI, OV, Strehl y AV para los diferentes grados de opalescencia en la catarata mixta se pueden ver en la tabla 5.4 y en la tabla 5.5 para coloración.

GRUPO MIXTA	NO2		NO3		NO4		NO5		NO6	
	Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)		Media ( $\pm$ DS)	
<b>OSI</b>	1,80		4,53	(1,79)	4,10	(3,35)	7,98	(3,47)	8,90	.
<b>OV 100</b>	0,65	.	0,42	(0,19)	0,56	(0,42)	0,24	(0,15)	0,13	.
<b>OV 20</b>	0,57	.	0,39	(0,22)	0,53	(0,39)	0,25	(0,16)	0,13	.
<b>OV 9</b>	0,58	.	0,36	(0,23)	0,53	(0,35)	0,26	(0,18)	0,13	.
<b>STRH</b>	0,12	.	0,08	(0,03)	0,11	(0,05)	0,07	(0,03)	0,05	.
<b>AV</b>	0,00	.	0,03	(0,05)	0,20	(0,21)	0,32	(0,16)	0,30	.

Tabla 5.4: gradación de la catarata mixta mediante valores de AV, OV y OSI según la opalescencia.



GRUPO	NC2	NC3	NC4	NC5	NC6
MIXTA	Media (±DS)	Media (±DS)	Media (±DS)	Media (±DS)	Media (±DS)
OSI	1,80	3,50 (2,06)	3,20 (2,38)	8,36 (2,97)	8,80
OV 100	0,65	0,44 (0,20)	0,66 (0,43)	0,21 (0,17)	0,20
OV 20	0,57	0,40 (0,21)	0,63 (0,40)	0,22 (0,18)	0,21
OV 9	0,58	0,40 (0,23)	0,61 (0,35)	0,23 (0,19)	0,23
STRH	0,12	0,09 (0,03)	0,12 (0,05)	0,06 (0,03)	0,06
AV	0,00	0,06 (0,05)	0,13 (0,16)	0,36 (0,20)	0,40

Tabla 5.5: valoración de la catarata mixta según el color.

Para el grupo de Cataratas Corticales (C) OSI correlacionó bien con LOCS III (C)  $r=760$  ( $p=0,004$ ) y también lo hizo AV con LOCS III  $r=0,614$  ( $p=0,034$ ). Finalmente para el grupo de Cataratas Subcapsulares la correlación de OSI con LOCS III (P) fue también significativa  $r=0,714$  ( $p=0,001$ ) y la AV con LOCS III aunque menos también correlaciono  $r=0,578$  ( $p=0,012$ ). Los resultados de estos dos últimos grupos se pueden ver en la tabla 5.6.

GRUPOS CORTICAL Y SUBCAPS.	CORTICAL			SUBCAPSULAR POSTERIOR		
	C1	C2	C3	P1	P2	P3
	Media(±DS)	Media(±DS)	Media(±DS)	Media(±DS)	Media(±DS)	Media(±DS)
OSI	2,40(1,50)	3,50(1,30)	7,40(2,20)	1,83(0,6)	3,28(1,82)	4,72(1,10)
OV 100	0,60(0,31)	0,61(0,43)	0,25(0,13)	0,74(0,10)	0,58(0,30)	0,36(0,10)
OV 20	0,56(0,29)	0,52(0,29)	0,21(0,09)	0,72(0,10)	0,57(0,26)	0,36(0,09)
OV 9	0,53(0,26)	0,51(0,25)	0,19(0,06)	0,71(0,14)	0,59(0,26)	0,38(0,08)
STREHL	0,10(0,04)	0,10(0,04)	0,06(0,01)	0,13(0,02)	0,12(0,04)	0,08(0,01)
AV	0,03(0,17)	0,15(0,05)	0,68(0,81)	-0,06(0,10)	0,03(0,08)	0,16(0,19)

Tabla 5.6: gradación de la catarata cortical y subcapsular posterior.

Se analizaron para todos los tipos de catarata la sensibilidad al contraste con el optotipo CSV-1000E de Vector Vision; a frecuencias de 3c/g, 6c/g, 9c/g y 18c/g. En la misma tabla 5.7 compara los resultados obtenidos con los valores de normalidad proporcionados por el fabricante para saber en que frecuencias y que tipo de catarata esta más influenciada. Los resultados indican que para los tipos de cataratas Nuclear y Cortical los valores para todas las frecuencias son menores que los que les correspondería por la edad. En cambio, el tipo de catarata subcapsular posterior no ha presentado cambios respecto a los valores de normalidad. Concretamente la frecuencia de 6 c/g es la que mejor correlaciona con el grado de catarata  $r=0.271$  ( $p=0.018$ ) con NO y  $r=0,250$  ( $p=0,035$ ) para las cataratas nucleares. Para las cataratas corticales la frecuencia que mejor correlaciona con (C) es la de 9c/g  $r=0.308$  ( $p=0.05$ ); todas las tipologías se han visto afectadas a bajas frecuencias. Finalmente no se ha encontrado correlación con significancia estadística para el grupo de cataratas subcapsular posterior, en la tabla 5.7 se puede apreciar como los valores de sensibilidad al contraste para este grupo se mantienen igual que los valores de normalidad para la edad.

SENSIBILIDAD AL CONTRASTE	Valores de Normalidad	N	NM	C	P
	MEDIA ( $\pm$ SD)	MEDIA ( $\pm$ SD)	MEDIA ( $\pm$ SD)	MEDIA ( $\pm$ SD)	MEDIA ( $\pm$ SD)
<b>3c/g</b>	1.56 (0,15)	1.45 (0.35)	1.43 (0.21)	1.51 (0.32)	1.56 (0.22)
<b>6c/g</b>	1.80 (0.17)	1.62 (0.33)	1.61 (0.31)	1.71 (0.43)	1.80 (0.24)
<b>9c/g</b>	1.50 (0.15)	1.27 (0.36)	1.20 (0.37)	1.20 (0.39)	1.48 (0.29)
<b>18c/g</b>	0.93 (0.25)	0.91 (0.36)	0.74 (0.37)	0.94 (0.37)	1.06 (0.28)

Tabla 5.7: En la primera columna se indican los valores de normalidad de Sensibilidad al Contraste proporcionados por el fabricante para una edad comprendida entre 50-75 años. Columnas (N, NM, C, y P) valores de sensibilidad al contraste obtenidos en el estudio según los diferentes tipos de catarata.

### Configuración estándar del instrumento.

En el siguiente apartado se ha querido evaluar la influencia del instrumento OQAS con una configuración distinta a la habitual (pupila de salida de 4mm), al evaluar el grado de difusión OSI con diferentes grados de cataratas con pupila dilatada de 7mm. La correlación entre OSI y OSI con pupila dilatada en general fue muy buena siendo para nuclear  $r=0.804$  ( $p=0.00$ ); mixta  $r=0.769$  ( $p=0.00$ ); la mejor correlación fue con la cortical  $r=0.957$  ( $p=0.00$ ) y por ultimo la peor para la subcapsular  $r=0.608$  ( $p=0.07$ ). Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.8.

	NUCLEAR		MIXTA		CORTICAL		SUBCAPSULAR	
	Media DS		Media DS		Media DS		Media DS	
	4mm	7mm	4mm	7mm	4mm	7mm	4mm	7mm
<b>OSI</b>	3.7 (2.2)	6 (3.4)	5 (3.4)	7.4 (3.7)	3.5 (2.3)	6.3 (3.8)	3.1 (1.7)	4.8 (2)
<b>OV 100%</b>	0.57 (0.36)	0.38 (0.21)	0.46 (0.36)	0.32 (0.26)	0.54 (0.33)	0.35 (0.24)	0.58 (0.24)	0.44 (0.24)
<b>OV 20%</b>	0.55 (0.35)	0.38 (0.22)	0.44 (0.34)	0.32 (0.25)	0.49 (0.28)	0.33 (0.21)	0.57 (0.22)	0.44 (0.21)
<b>OV 9%</b>	0.56 (0.33)	0.39 (0.24)	0.44 (0.31)	0.31 (0.25)	0.46 (0.26)	0.34 (0.18)	0.58 (0.22)	0.46 (0.23)
<b>STREHL RATIO</b>	0.11 (0.05)	0.08 (0.03)	0.09 (0.05)	0.08 (0.04)	0.09 (0.04)	0.08 (0.03)	0.11 (0.03)	0.09 (0.04)

Tabla 5.8: valores de calidad visual obtenidos con pupila estándar y de 7 mm.



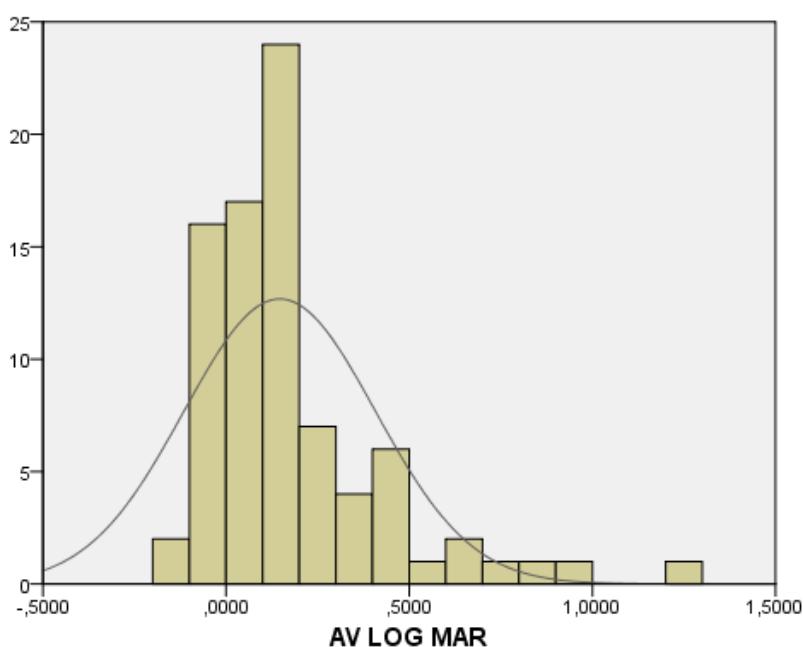
## CAPÍTULO 6: DISCUSIÓN

En este capítulo se analizan los resultados obtenidos de la muestra poblacional, las medidas psicofísicas (agudeza visual y sensibilidad al contraste) como los parámetros de calidad óptica recogidos mediante el instrumento de doble paso Optical Quality Analysis System (OQAS) respecto al grado y tipología de catarata.

### Muestra poblacional.

Se han analizado un total de 84 ojos de 55 pacientes con cataratas para realizar este estudio, donde la distribución de características como sexo y ojo han sido bastante homogéneas y la distribución de la edad responde correctamente a los valores de normalidad definidos en el estudio.

Los resultados obtenidos en la agudeza visual Log MAR (0.17) son más bajos que los valores de normalidad, hecho que ya se preveía debido a que realizamos el estudio en pacientes con características especiales donde la alteración de la agudeza visual es uno de los signos típicos que caracterizan la catarata; como se puede ver en la siguiente gráfica 5.1; los valores de AV están ligeramente desplazados hacia la derecha.



Gráfica 5.1: representación de la AV Log MAR de la muestra poblacional.

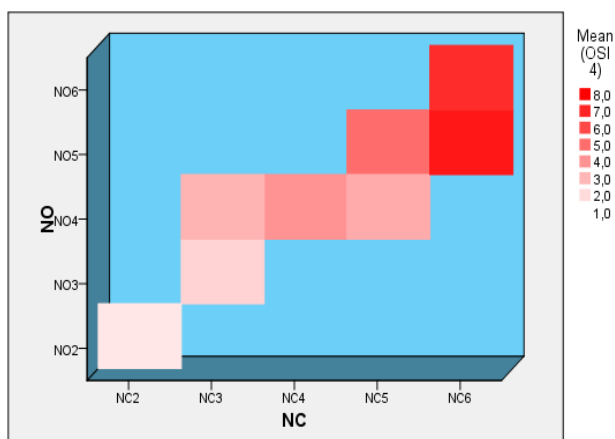
## OQAS como instrumento capaz de gradar y clasificar la catarata.

En este apartado se han analizado los resultados y la correlación entre las medidas psicofísicas como los parámetros OQAS entre cada tipo y grado de catarata clasificadas mediante el sistema de gradación LOCS III para poder valorar la capacidad del instrumento de calidad óptica a la hora de poder clasificar y gradar la catarata; se han diferenciado los tres tipos principales de catarata que existen, clasificadas según la zona de opacidad: nuclear, cortical y subcapsular posterior; este último grupo no se había incluido en estudios anteriores de OQAS. Se ha añadido un cuarto grupo, subgrupo de las cataratas nucleares; la mixta debido a la abundancia de pacientes con doble tipología de catarata; cortico-nuclear; que se han encontrado en las consultas oftalmológicas.

Los valores obtenidos correspondientes a la correlación de cada grado de catarata clasificada con el sistema LOCS III en relación al índice objetivo de dispersión (OSI), valores de calidad visual (OV) y agudeza visual Log MAR (AV) son potencialmente significativos.

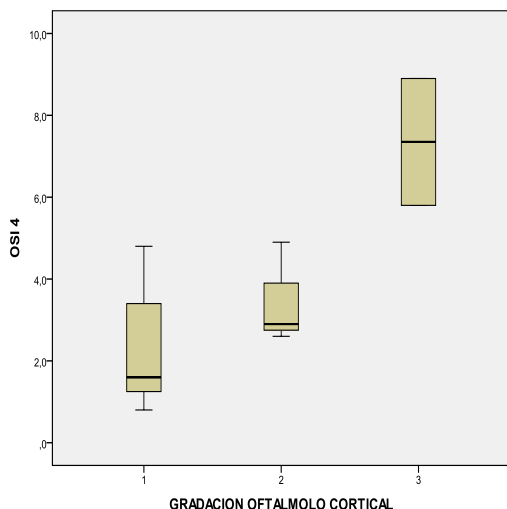
El parámetro que mejor clasificó la catarata fue OSI (seguido de la AV) obteniendo resultados estadísticamente significativos en todas las clasificaciones de catarata; aunque el grado de efectividad varió entre las diferentes tipologías; siendo mayor en la catarata cortical ( $r=0,760$  ( $p=0,004$ )); subcapsular ( $r=0,714$  ( $p=0,001$ )) y nuclear ((NO) $r=0,585$  ( $p=0,001$ ) y (NC)  $r=0,562$  ( $p=0,001$ )) en este orden; respecto a la catarata mixta la AV obtuvo mayor correlación que el parámetro OSI ((NO) $r=0,476$  ( $p=0,016$ ) y (NC)  $r=0,629$  ( $p=0,001$ )) aunque la diferencia fue mínima; y la AV no tuvo resultados que correlacionasen significativamente en el grado NC de la catarata nuclear ya que  $r < 0.3$ .

En la siguiente gráfica 5.2 se muestra la relación que existe entre la clasificación de la catarata NO Y NC con respecto al parámetro OSI; en los resultados de este estudio se puede afirmar que NO y NC correlacionan perfectamente.

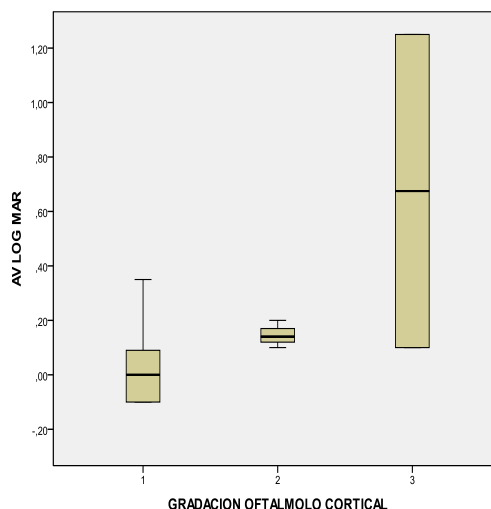


Gráfica 5.2: relación entre OSI en la catarata nuclear según opalescencia y color.

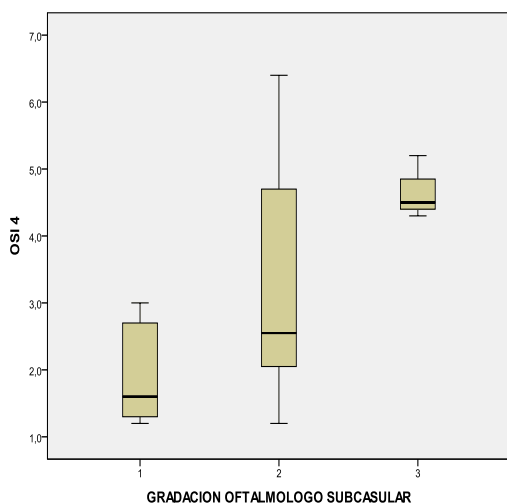
Hay que tener en cuenta que no hubo una división igualitaria de ojos en los diferentes grupos y que esto podría influir en los resultados obtenidos. A continuación en las gráficas 5.3, 5.4, 5.5 y 5.6 se representan AV y OSI de las cataratas subcapsulares y corticales las cuales son las que han obtenido los mejores resultados de calidad óptica.



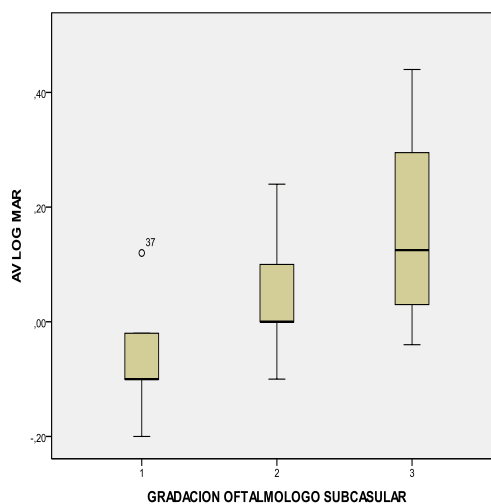
Gráfica 5.3: OSI para clasificar catarata cortical.



Gráfica 5.4: AV para clasificar catarata cortical.



Gráfica 5.5: OSI para clasificar catarata subcapsular.

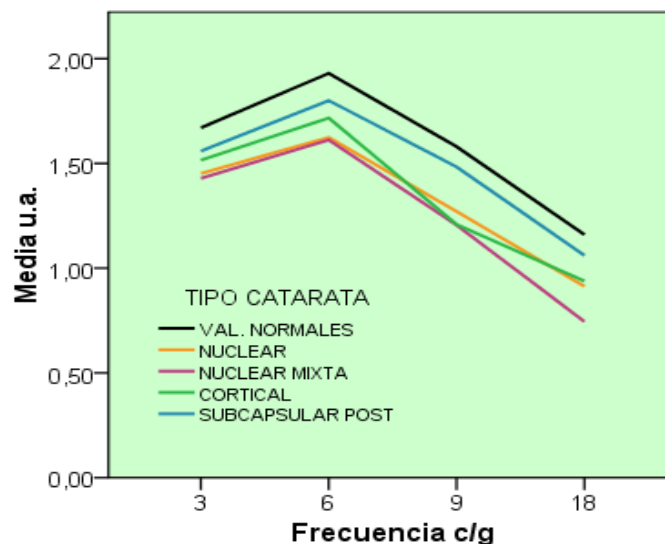


Gráfica 5.4: AV para clasificar catarata subcapsular.

Los resultados obtenidos de medir la sensibilidad al contraste en los diferentes sujetos del este estudio; una vez comparados con los de normalidad ofertados por el fabricante para una población entre 50-75 años; se observa que la sensibilidad al contraste se ve disminuida a bajas frecuencias; como era de esperar ya son en estas frecuencias es donde más interviene la difusión en la toma de medidas. En este estudio todas las tipologías se han visto afectadas excepto la catarata subcapsular

posterior (P) que mantiene los valores de normalidad; la cortical (C) obtuvo una mayor correlación con las frecuencias que corresponden a 9c/g y las nucleares (N y NM) con las frecuencias de 6 c/g.

En la siguientes gráfica 5.7 se muestran los resultados obtenidos en todas las frecuencias analizadas para cada tipo de catarata y la curva de normalidad.

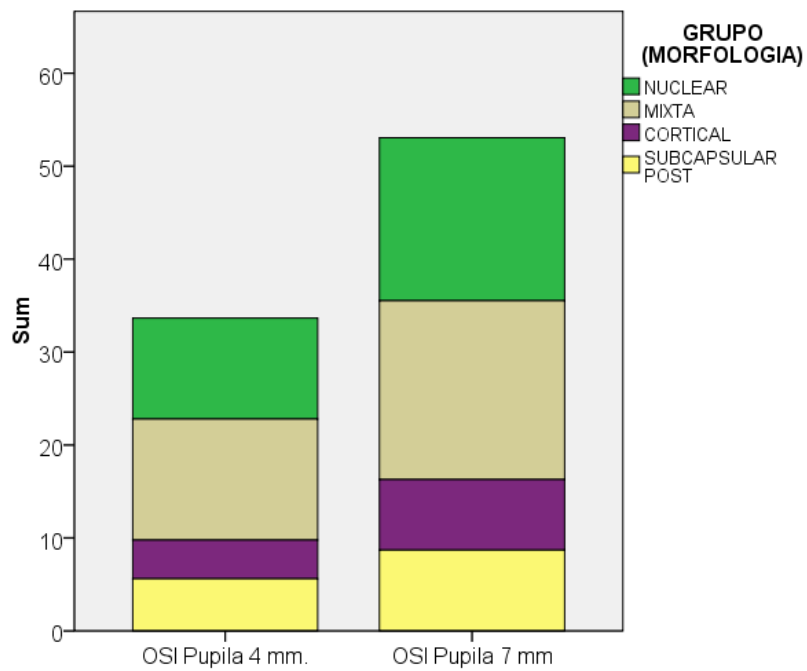


Gráfica 5.7: valores de sensibilidad al contraste.

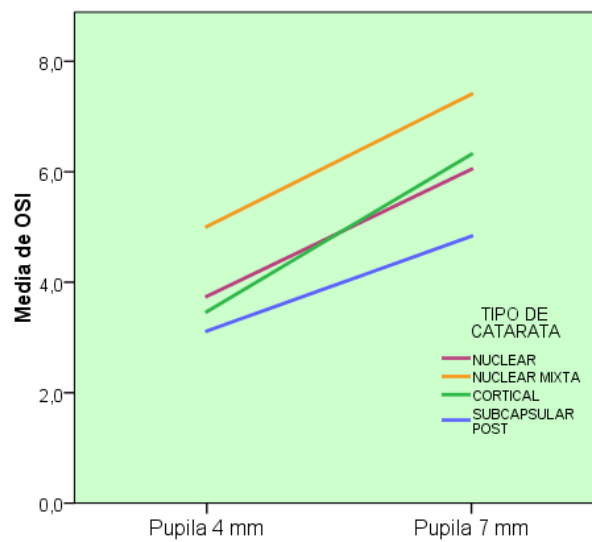
### Configuración estándar del instrumento.

La configuración estándar del instrumento propone por el fabricante la pupila de salida de 4mm como ideal para realizar las mediciones; durante el estudio se han realizado a los mismos pacientes las medidas de los parámetros de OQAS con pupila de salida de 4mm y máxima (6, 7mm) que se han comparado entre ellas para saber la influencia que puede tener sobre los diferentes valores del instrumento el aumento de pupila de salida en pacientes con cataratas. Según los resultados existe una sobreestimación de los resultados de calidad óptica en todas las tipologías de catarata cuando se mide con pupila de 7mm respecto a la de 4m. en la gráfica 5.8 se puede observar esta sobrestimación respecto a OSI, la correlación entre los parámetros OSI con diferentes pupilas fue significativa en todos los casos variando de una máxima correlación en cataratas corticales:  $r=0.957$  ( $p=0.00$ ) y mínima en las subcapsulares posteriores:  $r=0.608$  ( $p=0.07$ ). A continuación se muestran los gráficos de ambas tipologías.





Gráfica 5.8: resultados respecto a OSI clasificado según morfología de catarata con pupila de salida de 4mm y 7mm.



Gráfica 5.9: resultados donde se muestra que todos los valores de OSI tienen un aumento proporcional de 4mm a pupila de 7mm.



## CAPÍTULO 6: CONCLUSIÓN.

Con los resultados obtenidos en este estudio podemos concluir que el Optical Quality Analysis System (OQAS), es un sistema válido para valorar la catarata.

El parámetro que proporciona OQAS, índice de dispersión ocular OSI; es el parámetro más potente para clasificar cataratas.

La sensibilidad al contraste se ve afectada en bajas frecuencias por la catarata excepto en las subcapsulares posteriores.

La modificación de configuración del instrumento con pupila de salida de 7mm en pacientes con cataratas conlleva una sobrestimación de la difusión respecto a la medida realizada con la configuración habitual de 4 mm. Ésta sobrestimación se da para todo los tipos de cataratas de forma muy similar, con lo que se concluye que la configuración utilizada es de gran importancia en el momento de realizar estudios comparativos.

### **Expectativas.**

Se puede considerar que los resultados de calidad óptica obtenidos en el estudio por el instrumento de medida de calidad visual OQAS, sirven como indicadores del potencial que posee el instrumento de gradación y clasificación de cataratas seniles de una forma objetiva.

Son necesarios más estudios que analicen una mayor cantidad de resultados de pacientes con cataratas, sobretudo en las tipologías que corresponden a corticales y subcapsulares debido a la dificultad que se ha tenido de conseguir una distribución equitativa en los diferentes grupos y hecho que puede haber influenciado en los resultados.

Las expectativas que se desencadenan en este estudio van encaminadas a concretar la validación de OQAS para valorar y clasificar la catarata.



# ANEXOS

## Ficha de cataratas:

Esta es la ficha de recogida de datos que se ha utilizado en el estudio.

Caso:		Ficha CATARATAS						Clasificación:	
Nombre:								Fecha Nac:	
Apellidos:								Sexo:	
1ª Visita		Fecha examen:						Historia clínica:	
		Sujetivo						Tf:	
		Sph		Cyl		Axe			
Error refractivo		OD:							
		OI:							
		DECIMAL		LOGMAR					
Agudeza visual		OD:							
		OI:							
		A		B		C		D	
Sensibilidad al C		OD:							
		OI:							
Sensibilidad al C		OD:							
Fotoestrés		OI:							
		Nuclear							
		Opales		Color		Cortical		Subcapsular Posterior	
Biomicroscopia									
LOCS III									
		Nuclear		Cortical		Subcapsular Posterior			
Biomicroscopia		OD:							
Oftalmólogo		OI:							
		100%		20%		9%		Promig OSI Strehl	
OQAS DP 4mm		OD:							
		OI:							
		100%		20%		9%		Promig OSI Strehl	
OQAS DP Natural		OD:							
		OI:							
C-QUANT		OD:							
		OI:							
		Nuclear							
		Opales		Color		Cortical		Subcapsular Posterior	
Biomicroscopia									
LOCS III									
		Nuclear		Cortical		Subcapsular Posterior			
Biomicroscopia		OD:							
Oftalmólogo		OI:							
		100%		20%		9%		Promig OSI Strehl	
OQAS DP 4mm		OD:							
		OI:							
		100%		20%		9%		Promig OSI Strehl	
OQAS DP Máx		OD:							
		OI:							

Formulario de consentimiento informado:

A continuación se expone el formulario explicado y entregado a cada paciente, en el que se expone las características del estudio y por el cual nos permiten el uso de sus datos para incluir en los resultados.

### **Formulari de consentiment informat**

**Objectiu de l'estudi:**

Determinar els paràmetres de qualitat òptica en pacients amb diferents estadis de cataractes.

En el present estudi es pretén estudiar els canvis induïts en la qualitat òptica ocular pels diferents tipus de cataractes i la seva severitat de forma objectiva mitjançant un sistema experimental basat en el doble pas.

**Procediment:**

Es gradua al pacient i es realitzen mesures tradicionals d'agudesa visual, sensibilitat al contrast i salut ocular (biomicroscopia) així com les específiques de qualitat òptica i difusió intraocular amb l'instrument mèdic OQAS i C-Quant.

**Riscs:**

Cap. El material utilitzat té la marca CE, que assegura que es compleixen els requisits legals i tècnics en matèria de seguretat. Com que no existeixen riscos no s'ha contractat cap assegurança al respecte.

**Voluntarietat:**

Aquest procediment és voluntari. Si decideix no realitzar-lo pot retirar el seu consentiment signat amb total llibertat en qualsevol moment.

**Confidencialitat:**

Les dades d'aquest estudi es tractaran de forma totalment confidencial.

**Persona de contacte:**

Dr. Assad (Cap de Departament d'Oftalmologia de l'Hospital de Terrassa)  
Juan Carlos Ondategui Parra (Centre Universitari de la Visió)

Nom: \_\_\_\_\_

Cognoms: \_\_\_\_\_

Després d'haver llegit i comprès l'objectiu de l'estudi, i haver resolt els dubtes que tenia, dono la meua conformitat per participar-hi.

Lloc i data. Terrassa, \_\_\_\_ d \_\_\_\_\_ de 2012

Signatura del pacient.

Signatura de l'informador.

# CAPÍTULO 7: BIBLIOGRAFIA

- (1) DIAZ-DOUTON, F. Desarrollo de Nueva Instrumentación para la Medida de la Calidad Óptica del Ojo. *Tesis Doctoral*. Universidad Politécnica de Cataluña, Mar, 2006.
- (2) PORTER, J., et al. Monochromatic Aberrations of the Human Eye in a Large Population. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, Aug, 2001, vol. 18, no. 8, pp. 1793-1803. ISSN 1084-7529; 1084-7529.
- (3) CARMONA, D. Sobre Calidad Visual. Oct, 2011. <http://areaprofesional.blogspot.com.es/2011/10/sobre-calidad-visual.html>
- (4) DIAZ-DOUTON, F., et al. Comparison of the Retinal Image Quality with a Hartmann-Shack Wavefront Sensor and a Double-Pass Instrument. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Apr, 2006, vol. 47, no. 4, pp. 1710-1716. ISSN 0146-0404; 0146-0404.
- (5) SANTAMARIA, J.; ARTAL, P. and BESCOS, J. Determination of the Point-Spread Function of Human Eyes using a Hybrid Optical-Digital Method. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science*, Jun, 1987, vol. 4, no. 6, pp. 1109-1114. ISSN 0740-3232; 0740-3232.
- (6) MORENO-BARRIUÑO, E., et al. Comparing Laser Ray Tracing, the Spatially Resolved Refractometer, and the Hartmann-Shack Sensor to Measure the Ocular Wave Aberration. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, Mar, 2001, vol. 78, no. 3, pp. 152-156. ISSN 1040-5488; 1040-5488.
- (7) AGUIRRE, M. Cambios en los Parámetros de Calidad Óptica ocular Proporcionados por OQAS en Población Joven Sana y Adulta. *Trabajo Final de Máster*. Universidad Politécnica de Cataluña, Jan, 2011.
- (8) MARTÍNEZ, J.A. Normalización de los Resultados de Calidad Óptica Ocular Proporcionados por OQAS. *Trabajo Final de Máster*. Universidad Politécnica de Cataluña, Jan, 2010.
- (9) ONDATEGUI, J.C., et al. Optical Quality and Intraocular Scattering in Normal Young Human Populations: Normalization Study. *Association for the Research in Vision and Ophthalmology (ARVO)*, 2010.
- (10) ONDATEGUI, J.C., et al. Changes with Ageing of Retinal Image Quality in Healthy Population. *Association for the Research in Vision and Ophthalmology (ARVO)*, 2011.
- (11) GUELL, J. L., et al. Optical Quality Analysis System; Instrument for Objective Clinical Evaluation of Ocular Optical Quality. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Jul, 2004, vol. 30, no. 7, pp. 1598-1599. ISSN 0886-3350; 0886-3350.
- (12) SAAD, A.; SAAB, M. and GATINEL, D. Repeatability of Measurements with a Double-Pass System. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Jan, 2010, vol. 36, no. 1, pp. 28-33. ISSN 1873-4502; 0886-3350.
- (13) VILASECA, M., et al. Intra- and Intersession Repeatability of a Double-Pass Instrument. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, Sep, 2010, vol. 87, no. 9, pp. 675-681. ISSN 1538-9235; 1040-5488.
- (14) MARTINEZ-RODA, J. A., et al. Optical Quality and Intraocular Scattering in a Healthy Young Population. *Clinical & Experimental Optometry : Journal of the Australian Optometrical Association*, 2010, vol. 94, no. 2, pp. 223-229. ISSN 1444-0938; 0816-4622.
- (15) VILASECA, M., et al. Effect of Laser in Situ Keratomileusis on Vision Analyzed using Preoperative Optical Quality. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Nov, 2010, vol. 36, no. 11, pp. 1945-1953. ISSN 1873-4502; 0886-3350.
- (16) JIMENEZ, J. R., et al. Optical Image Quality and Visual Performance for Patients with Keratitis. *Cornea*, Aug, 2009, vol. 28, no. 7, pp. 783-788. ISSN 1536-4798; 0277-3740.
- (17) VILASECA, M., et al. Optical Quality One Month After Verisyse and Veriflex Phakic IOL Implantation and Zeiss MEL 80 LASIK for Myopia from 5.00 to 16.50 Diopters. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)*, Aug, 2009, vol. 25, no. 8, pp. 689-698. ISSN 1081-597X; 1081-597X.
- (18) ALIO, J. L., et al. Crystalline Lens Optical Dysfunction through Aging. *Ophthalmology*, 2005, vol. 112, no. 11, pp. 2022-2029. ISSN 1549-4713; 0161-6420.
- (19) FERNANDEZ-VEGA, L., et al. Optical and Visual Performance of Diffractive Intraocular Lens Implantation After Myopic Laser in Situ Keratomileusis. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, May, 2009, vol. 35, no. 5, pp. 825-832. ISSN 1873-4502; 0886-3350.

- (20) ARTOLA, A., et al. Evidence for Delayed Presbyopia After Photorefractive Keratectomy for Myopia. *Ophthalmology*, May, 2006, vol. 113, no. 5, pp. 735-41.e1. ISSN 1549-4713; 0161-6420.
- (21) VILASECA, M., et al. Optical Quality of Foldable Monofocal Intraocular Lenses before and After Injection: Comparative Evaluation using a Double-Pass System. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Aug, 2009, vol. 35, no. 8, pp. 1415-1423. ISSN 1873-4502; 0886-3350.
- (22) GINER, A., Objective Intraocular Scattering Evaluation in Cataract Patients. *Master Thesis Work.MSc in Photonics*, Sep, 2009.
- (23) SÁNCHEZ, A.; SÁNCHEZ, J., Nuevas Aportaciones a la Correlación Clínico Molecular de la Catarata Senil. *Universidad de Salamanca*, 2009.
- (24) MARRERO, E.; SÁNCHEZ, O., and VALDÉS, D. Operación De Catarata Senil Con La Técnica De Blumenthal En Ancianos Del Municipio Venezolano De San Francisco. *MEDISAN*, 2010, vol. 14, no. 6, pp. 793-798.
- (25) MICHAEL, R.; and BRON, A. J. The Ageing Lens and Cataract: A Model of Normal and Pathological Ageing. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London.Series B, Biological Sciences*, Apr 27, 2011, vol. 366, no. 1568, pp. 1278-1292. ISSN 1471-2970; 0962-8436.
- (26) LANCHARES, E., Modelo biomecánico de los componentes refractivos del ojo humano y tratamientos refractivos asociados. *Tesis doctoral*. Universidad de Zaragoza, Nov, 2010.
- (27) RESNIKOFF, S., et al. Global Data on Visual Impairment in the Year 2002. *Bulletin of the World Health Organization*, 20041214, Nov, 2004, vol. 82, no. 11, pp. 844-851. ISSN 0042-9686; 0042-9686.
- (28) PASCOLINI, D., et al. 2002 Global Update of Available Data on Visual Impairment: A Compilation of Population-Based Prevalence Studies. *OphthalmicEpidemiology*, Apr, 2004, vol. 11, no. 2, pp. 67-115. ISSN 0928-6586; 0928-6586.
- (29) ACOSTA, R., et al. Systematic Review of Population-Based Studies of the Prevalence of Cataracts. *Archivos De La Sociedad Espanola De Oftalmologia*, Sep, 2006, vol. 81, no. 9, pp. 509-516. ISSN 0365-6691; 0365-6691.
- (30) MIGLIOR, S., et al. Risk Factors for Cortical, Nuclear, Posterior Subcapsular and Mixed Cataract: A Case-Control Study. *OphthalmicEpidemiology*, Jun, 1994, vol. 1, no. 2, pp. 93-105. ISSN 0928-6586; 0928-6586.
- (31) WEST, S. K., et al. Racial Differences in Lens Opacities: The Salisbury Eye Evaluation (SEE) Project. *American Journal of Epidemiology*, Dec 1, 1998, vol. 148, no. 11, pp. 1033-1039. ISSN 0002-9262; 0002-9262.
- (32) GARCÍA PERAZA, Clara Aurora, et al. Características Clínicas De La Catarata Senil En Santa Rita, Zulia, Venezuela, Julio-Noviembre De 2007. *Revista De Ciencias Médicas De Pinar Del Río*, 2009, vol. 13, no. 4, pp. 200-210.
- (33) Tipos de Catarata. *Slideshare* <http://www.slideshare.net/karito352/cataratas-4370756>
- (34) ABRAHAM, A. G.; CONDON, N. G.and WEST GOWER, E. The New Epidemiology of Cataract. *Ophthalmology Clinics of North America*, Dec, 2006, vol. 19, no. 4, pp. 415-425. ISSN 0896-1549; 0896-1549.
- (35) VAN HEYNINGEN, R.; and HARDING, J. J. A Case-Control Study of Cataract in Oxfordshire: Some Risk Factors. *The British Journal of Ophthalmology*, Nov, 1988, vol. 72, no. 11, pp. 804-808. ISSN 0007-1161; 0007-1161.
- (36) DELCOURT, C., et al. Risk Factors for Cortical, Nuclear, and Posterior SubcapsularCataracts.*American Journal of Epidemiology*, 2000, vol. 151, no. 5, pp. 497-504.
- (37) SANTIESTEBAN, R., et al. Agudeza visual, capítulo 6, Oftalmología pediátrica, 2010.
- (38) ALONSO, N. Sistema de Ayuda a la Decisión de Cirugía de Cataratas. *Tesis doctoral*. Universidad Nacional de Educación a Distancia (UNED). Mar, 2011.
- (39) Lorente, A. Agudeza Visual. *Instituto Alcon*.Apr, 2007.
- (40) TEMA 3: Agudeza Visual; <http://www.estudiandooptica.com/optometria/tema03.pdf>
- (41) SANTIESTEBAN, R., et al. Sensibilidad al Contraste, Capítulo 6, Oftalmología Pediátrica, 2010.
- (42) CARDONA AUSINA, C., et al. Contrast Sensitivity After Laser in Situ Keratomileusis for Myopia (LASIK-M). *Archivos De La Sociedad Espanola De Oftalmologia*, Aug, 2000, vol. 75, no. 8, pp. 541-546. ISSN 0365-6691; 0365-6691.
- (43) KARBASSI, M., et al. Evaluation of Lens Opacities Classification System III Applied at the Slitlamp. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, Nov, 1993, vol. 70, no. 11, pp. 923-928. ISSN 1040-5488; 1040-5488.
- (44) LESKE, M. C., et al. Evaluation of a Lens Opacities Classification System. *Archives of Ophthalmology*, Mar, 1988, vol. 106, no. 3, pp. 327-329. ISSN 0003-9950; 0003-9950.



- (45) MARAINI, G., et al. The Effect of Cataract Severity and Morphology on the Reliability of the Lens Opacities Classification System II (LOCS II). *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Jul, 1991, vol. 32, no. 8, pp. 2400-2403. ISSN 0146-0404; 0146-0404.
- (46) CHYLACK, L. T., Jr, et al. The Lens Opacities Classification System III. the Longitudinal Study of Cataract Study Group. *Archives of Ophthalmology*, Jun, 1993, vol. 111, no. 6, pp. 831-836. ISSN 0003-9950; 0003-9950.
- (47) GUIRAO, A. Calidad Óptica del Ojo Humano en Función de la Edad. *Tesis Doctoral*. Universidad de Murcia, Sep, 1998.
- (48) WILLIAMS, D. R., et al. Double-Pass and Interferometric Measures of the Optical Quality of the Eye. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, Dec, 1994, vol. 11, no. 12, pp. 3123-3135. ISSN 1084-7529; 1084-7529.
- (49) ARTAL, P., et al. Double-Pass Measurements of the Retinal-Image Quality with Unequal Entrance and Exit Pupil Sizes and the Reversibility of the Eye's Optical System. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, Oct, 1995, vol. 12, no. 10, pp. 2358-2366. ISSN 1084-7529; 1084-7529.
- (50) ARTAL, P., et al. Odd Aberrations and Double-Pass Measurements of Retinal Image Quality. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, Feb, 1995, vol. 12, no. 2, pp. 195-201. ISSN 1084-7529; 1084-7529.
- (51) MARTÍNEZ, V. Evaluación de la Refracción Esférica Objetiva Obtenida con el Instrumento OQAS. *Trabajo final de máster*. Universidad Politécnica de Cataluña, Jun, 2011.
- (52) DÍAZ-DOUTON, F., et al. Determination of the Optical Quality of the Human Eye by the "Doble Step" Technique. *Microcirugía Ocular*, Dec, 2002.